

文章编号 1004-924X(2016)05-1072-08

利用体块 PZT 制备膜片式压电微泵

李以贵^{1*}, 黄 远¹, 颜 平¹, 王 欢¹, 杉山进²

(1. 上海应用技术大学 理学院, 上海 201418;

2. 立命馆大学 微系统系, 京都 525-8577 日本)

摘要:利用锆钛酸铅(PZT)的逆压电效应,设计并制备了膜片式压电微泵。通过将电能转换为机械能,实现了液体的微流体控制。微泵由微驱动器与单向微阀两部分组成;微驱动器主要为液体流动提供驱动力,单向微阀则用于精确控制液体的流动方向。通过对 PZT-Si 膜片的位移量、位移形状的仿真分析,确定了微驱动器的设计尺寸,并估算其液体驱动性能。利用共晶键合工艺、研磨减薄工艺、硅深反应离子刻蚀工艺和准分子激光加工工艺等制备出了微驱动器和单向微阀。最后,设计了驱动测试实验,检测了微泵的液体驱动性能。测试结果表明:所制备的膜片式压电微泵驱动的谐振频率约为 70 kHz,能驱动微米量级的液体位移或运动。当微泵驱动电压为 30 V_{p-p}、频率为 600 Hz 时,液体的驱动流速约为 65 $\mu\text{L}/\text{min}$ 。该微泵具有体积小,线性度好等特点。

关键词:微流控分析系统;膜片式压电微泵;锆钛酸铅(PZT);单向微阀;逆压电效应;驱动仿真;微加工工艺

中图分类号:TN384;TP271 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20162405.1072

Fabrication of micro diaphragm piezoelectric pump by using bulk PZT

LI Yi-gui^{1*}, HUANG Yuan¹, YAN Ping¹, WANG Huan¹, SUGIYAMA Susumu²

(1. School of Science, Shanghai Institute of Technology, Shanghai 201418, China;

2. Department of Microsystem, Ritsumeikan University, Kyoto 525-8577, Japan)

* Corresponding author, E-mail: ygli@sit.edu.cn

Abstract: On the basis of the inverse piezoelectric effect of the PZT (Pb based Lanthanum doped Zirconate Titanate), a micro diaphragm piezoelectric pump was designed and fabricated. By converting the electrical energy into mechanical energy, the microfluidic control of liquid was realized. The micro pump was consisted of two parts, a micro actuator and a micro check valve. The micro actuator was mainly used to provide a driving force for the liquid, and the micro check valve was taken to control the flow direction of the liquid precisely. With the simulation analysis of the displacement and shape of the PZT-Si diaphragm, the design size of micro actuator was determined and the driving liquid performance of the actuator was estimated. By using eutectic bonding, grinding thinning, ICP-RIE (Inductively Coupled Plasma-Reactive Ion Etching), excimer laser processing and other micro fabrication processes, the micro actuator and the micro check valve were fabricated, respectively. A driven testing of the micro pump was carried out. The experimental results show that the resonance

收稿日期:2016-01-10;修订日期:2016-02-15.

基金项目:国家自然科学基金资助课题(No. 60777016);上海联盟计划资助项目(No. LM201441);上海应用技术学院重点学科项目(No. 10210Q150005);上海应用技术学院人才引进基金资助项目(No. YJ2014-03)

frequency is about 70 kHz, which can drive the displacement and movement of liquid with a micrometer volume. When the driving signal is 30 V_{p-p} at the frequency of 600 Hz, the drive flow rate of liquid is about 65 $\mu\text{L}/\text{min}$. The fabricated micro pump is characterized by a small volume and good linearity.

Key words: microfluidic analysis system; diaphragm piezoelectric micro pump; Pb based Lanthanum doped Zirconate Titanate (PZT); micro check valve; inverse piezoelectric effect; driving simulation; micro fabrication

1 引言

近年来,微反应器、微流控分析芯片等一直在积极推动着医疗微流体系统的发展。其中,微流控分析芯片是最大限度地将采样、稀释、加试剂、反应、分离、检测等分析功能集成为一体的微型全分析系统($\mu\text{-TAS}$),成为新世纪分析科学、微机电加工、生命科学、化学合成、分析仪器及环境科学等许多领域的重要发展前沿^[1-5]。微泵作为微流控分析芯片的主要部分,是微流控分析芯片内样品驱动的动力源和核心元件,因此开展可广泛应用于微流控分析芯片的微泵研究具有重大意义^[6-10]。

一般情况下,在微尺寸的世界中,相比惯性力、体积力的影响,粘性力、面积力对流体的影响更加显著,随着微泵系统的尺寸、流速的减少,将会导致雷诺数减小,受到流体粘性力的影响显著增加^[11-12]。因此,除了需要考虑到器件本身结构的简单化,还有必要开发可以产生较大驱动力,并且适合微流体驱动的驱动器。

利用压电材料(例如PZT等)的逆压电效应,可将电能转换为用于驱动微流体的机械能。压电驱动的机理是基于压电体具有逆压电效应,即当压电体受到电场的作用时会产生形变。压电元件的振动方式不仅与元件的几何形状有关,而且还与其形状对晶轴的相对关系,以及电场的方向有关,这就为使用带来多种选择,因此在驱动系统中应用广泛^[13]。压电驱动的最大特点是微米/纳米量级的位移或运动,同时具有体积小、输出力大、响应速度快、定位精度高、线性好、不发热、无噪声、易于控制等优点^[14-15]。因此,压电致动日益受到各国研究人员的重视,已被广泛应用于精密机械、IC和超导、生物医学工程和机器人等领域^[16-20]。

刘国君等人于2006年利用迭片技术制备了

用于精密输液的压电微泵,其尺寸为45 mm \times 20 mm \times 3 mm,最小分辨率可达 7×10^{-5} mL。2008年,杜立群等人制备了PZT薄膜无阀压电微泵,其主要由压电圆型致动片与聚二甲硅氧烷(PDMS)泵膜组成,可实现流速为2.05 $\mu\text{L}/\text{min}$ 的液体驱动。相比之下,后者工艺更为简单,成本更加低廉,但同时也存在着一些问题。PZT压电薄膜是通过化学反应制备,并需要装配到器件上,这不仅增加了工艺的复杂性,而且PZT薄膜厚度也达不到理想的要求。

本文设计并制造了一种PZT压电膜片式微泵。器件的PZT压电薄膜通过物理减薄体块PZT制成,相比于化学反应制备方法,不仅提高了压电薄膜的制备质量,而且可使PZT薄膜厚度达到理想的要求,制备工艺也比化学反应法更简便。此外,利用准分子激光器在硅基板上直接对PZT压电薄膜进行图形化,制备出PZT压电薄膜振子。省去了振子的装配过程,有利于对微泵器件进行标准化、批量化生产。首先通过对PZT-Si膜片位移量、位移形状进行仿真分析,确定PZT压电膜片式微泵的结构设计、尺寸大小,估算微泵的流速;然后,利用微细加工工艺制备出微泵;最后,搭建驱动测试实验,检测出微泵的液体驱动性能。

2 仿真分析与结构设计

2.1 压电驱动整体设计

微泵结构如图1所示,主要由压电微驱动器 and 单向微阀两部分组成。压电微驱动器由PZT和Si两种材料制成。它是基于PZT的逆压电效应,将电能转换为机械能,为液体提供驱动力。当PZT受到电场的作用时会产生形变(形变量=压电常数 \times 电场强度),PZT伸长或收缩,驱动面挠曲变形,硅膜片则会向上隆起,微泵体内的压强发

生变化,产生对液体的驱动力。

单向微阀由 2 个 PDMS 薄片与 1 个带通孔的硅薄片。硅片上的 2 个通孔为液体流入流出提供通道,与上、下两片 PDMS 图案组合形成单向阀。当 PZT 受到电场作用时,硅膜片会向上隆起,微泵体内的压强变小,入口处的 PDMS 受到向上的力,将硅通孔打开,而出口处的 PDMS 也受到向上的力,将硅通孔关闭,因此液体只从入口处流入;当电场强度消失时,硅膜片则会恢复初始状态,产生向下的压力,入口关闭,出口打开,液体只从出口处流出。因此,当施加的电信号是周期信号时,微泵就会循环重复上述工作,实现液体的微流控。

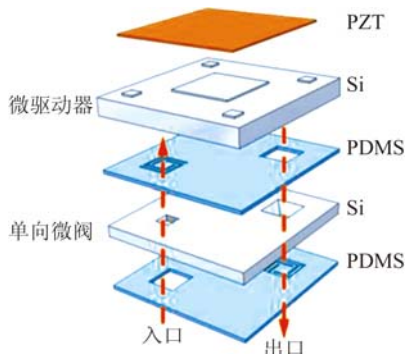


图 1 微泵结构图

Fig. 1 Structure diagram of micro pump

2.2 膜片型驱动器的仿真与设计

利用 Ansys 软件对 PZT-Si 膜片的位移量变化进行仿真分析。将硅膜片、PZT-Si 膜片的尺寸分别设定为 $a \text{ mm} \times a \text{ mm}$ 、 $b \text{ mm} \times b \text{ mm}$ (如图 2 所示),而硅膜片、PZT 厚度分别为 $20 \mu\text{m}$ 和 $30 \mu\text{m}$,PZT 支撑台高度为 $4 \mu\text{m}$ 。当 $a=2$ 时,改变 b 的值,使 b/a 的值在 $0.5 \sim 1$ 之间变化。由 1/4 膜片的仿真分析图(图 3)可知,膜片最大的位移发生在膜片中心位置。 b/a 在 $0.5 \sim 1$ 内,膜片中心位置的位移量变化如图 4 所示。当 $b/a=0.8$ 时,膜片中心的位移量最大,约为 $2 \mu\text{m}$ 。因此,PZT-Si 膜片的尺寸设定为 $1.6 \text{ mm} \times 1.6 \text{ mm}$ 。

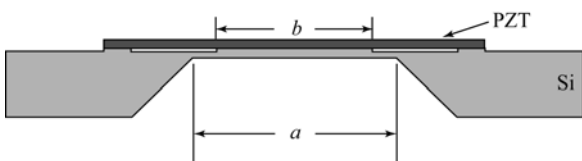


图 2 PZT-Si 膜片式微驱动器结构

Fig. 2 Structure diagram of micro PZT-Si diaphragm pump

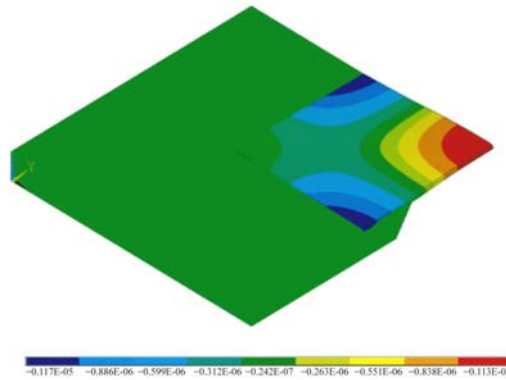


图 3 1/4 膜片的位移仿真图

Fig. 3 Displacement simulation diagram of a quarter of diaphragm

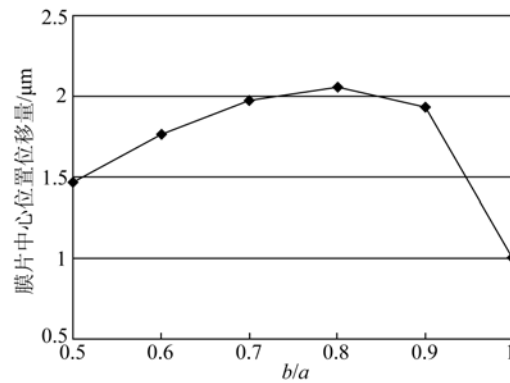


图 4 膜片中心位置位移量

Fig. 4 Amount of displacement at center of diaphragm

根据驱动器的尺寸设定值,对膜片位移形状进行仿真,如图 5 所示(外加电压为 30 V_{pp})。通过对位移形状的积分可知,每个频率周期的排水量约为 2.21 nL 。若驱动频率为 600 Hz ,预期驱动流速约为 $80 \mu\text{L}/\text{min}$ 。

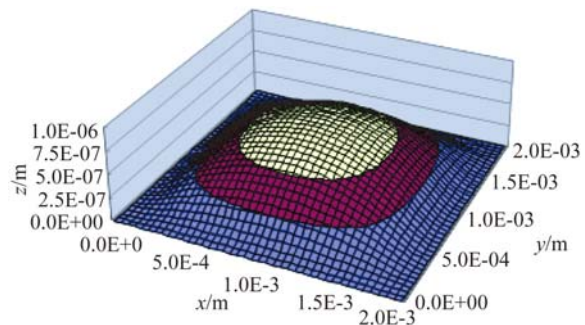


图 5 膜片位移形状仿真

Fig. 5 Displacement shape simulation of diaphragm

3 制备工艺

3.1 微驱动器的制备

图 6 所示为微驱动器的制备过程。首先,取一块厚度约为 300 μm 的双面抛光硅片进行热氧化处理,形成一层厚约 0.3 μm 的 SiO_2 (如图 6(a) 所示)。接着,分别对硅片上、下表面进行图形化处理。先在表面上旋涂一层光刻胶,再进行紫外光光刻,显影后使用缓冲氢氟酸(BHF)溶液刻蚀 SiO_2 ,使硅片上下表面形成掩膜图案,如图 6(b) 所示。需要注意的是,上、下表面的图形化是分别进行的,对一侧图形化时,一定要对另一侧表面进行保护。然后,进行硅深反应离子刻蚀(ICP-RIE),刻蚀深度为 4 μm ,去除上表面的 SiO_2 后,形成 PZT 的硅支撑台(如图 6(c))。然后,分别在硅上表面、PZT 下表面各蒸镀一层约 1 μm 厚的 Au 层,进行 Si、PZT 的键合(如图 6(d))。条件为键合电压 250 V,键合温度 550 $^\circ\text{C}$,键合时间为 1 h,键合强度可达 14 MPa。键合完成后,采用研磨减薄的方法,将 PZT 从 100 μm 减至 30 μm 左右。之后,在 PZT 上表面溅射一层厚约 0.5 μm 的 Au/Cr 作为 PZT 的上层电极,并使用 KrF (248 nm) 准分子激光对 PZT 薄膜进行图形化(如图 6(e))。最后,使用硅湿法刻蚀(TMAH)从背面刻蚀硅,直至形成厚约 20 μm 的硅膜结构(如图 6(f))。

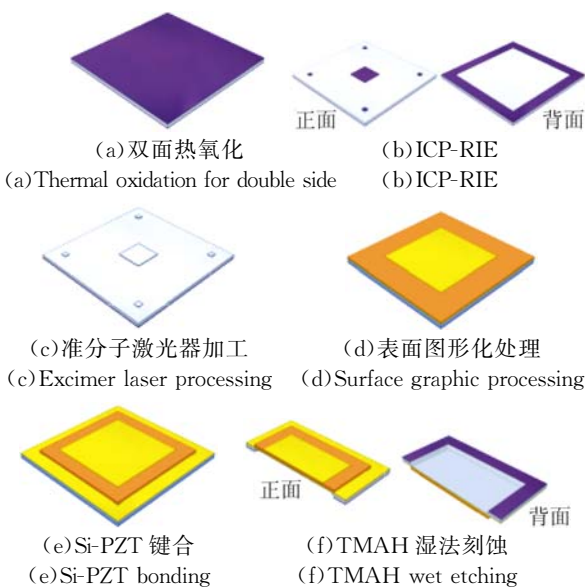


图 6 微驱动器的制备工艺
Fig. 6 Fabrication process of micro drive

图 7(a)、图 7(b)所示分别为 PZT-Si 膜片式压电微驱动器俯视图、半剖图的 SEM 照片。其中,PZT、Si 薄膜厚约 37 μm 、15 μm ,PZT-Si 膜片尺寸约为 1.6 mm \times 1.6 mm,Si 薄膜约为 2 mm \times 2 mm,PZT 薄膜尺寸约为 3.2 mm \times 3.2 mm。

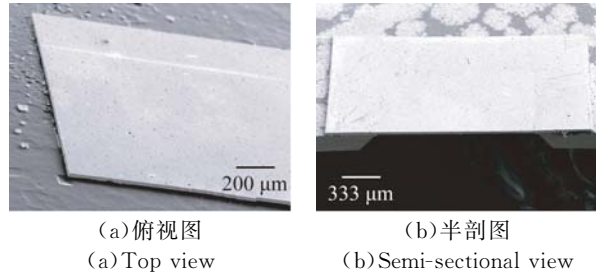


图 7 膜片式微驱动器的 SEM 图
Fig. 7 SEM image of diaphragm micro drive

3.2 单向微型阀的制备

与微驱动器类似,单向微型阀的制备流程如图 8 所示。

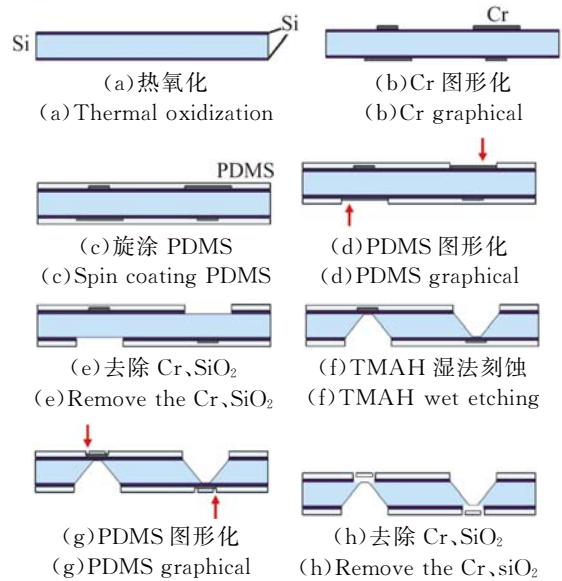
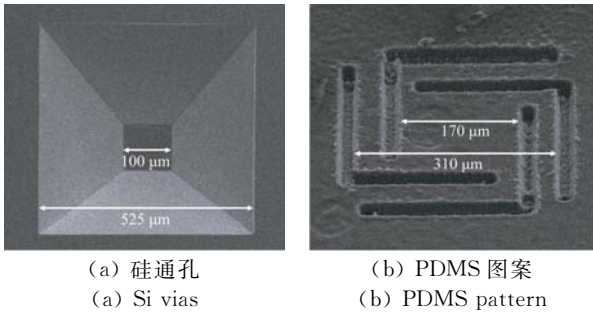


图 8 单向微型阀的制造工艺
Fig. 8 Fabrication process of the micro check valve

首先,取一块双面抛光的硅片,热氧化处理后,形成厚约 0.3 μm 的 SiO_2 (如图 8(a) 所示)。接着,双面蒸镀一层 Cr 薄膜,并使用 Cr 刻蚀剂对 Cr 薄膜进行图形化,得到如图 8(b) 所示结构。同样地,图形化时一定要对另一面进行保护。然后,将 PDMS 分别旋涂到硅片两面,涂覆厚度约为 25 μm ,并加热固化,如图 8(c) 所示。待 PDMS

固化完成后,使用 KrF 准分子激光对 PDMS 薄膜进行图形化(如图 8(d)),之后除去 Cr、SiO₂(如图 8(e)),使用 TMAH 对 Si 进行湿法蚀刻(如图 8(f))。然后,使用 KrF 激准分子激光器在相反面上切割出 PDMS 图案,如图 8(g)。最后,分别使用 BHF 去除 SiO₂、Cr 刻蚀剂去除 Cr 薄膜,形成 PDMS 图案与 Si 基底之间的流路,完成单向微阀门的制备。

图 9(a)所示为经过 TMAH 湿法蚀刻 Si 形成的硅通孔的扫描电镜图(SEM 图)。该通孔为四棱台形通孔,底面边长约为 525 μm,台面边长约为 100 μm。图 9(b)所示为通过 KrF 准分子激光处理的 PDMS 掩模图案及其尺寸,切割宽度约为 25 μm。该 PDMS 图案将和硅通孔台面组合,构成系统的单向阀。



(a) 硅通孔 (a) Si vias (b) PDMS 图案 (b) PDMS pattern

图 9 单向微阀的 SEM 图

Fig. 9 SEM image of micro check valve

4 实验与测试

4.1 微驱动器的驱动测试

将膜片式微驱动器的 2 个电极连接到 AC 电源上,使用激光多普勒测振仪测量并记录膜片中心位置的位移量,如图 10 所示。

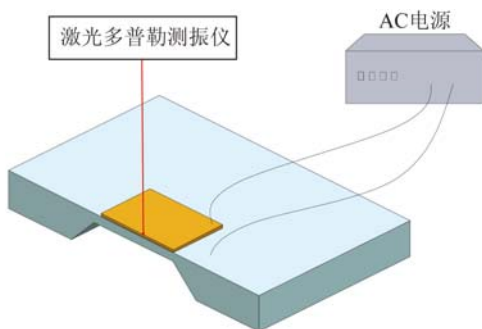


图 10 膜片式微驱动器位移测量方法

Fig. 10 Displacement measurement method of diaphragm micro drive

当驱动频率分别为 10 Hz 和 100 Hz 时,随着电压的增加(0~20 V),记录膜片中心位置的位移量,并与 Ansys 分析值作对比,如图 11 所示。膜片中心位置的位移量与施加电压成线性关系。通过对比可知,膜片式驱动器的分析值与实测值之间的偏差较大。还可发现 100 Hz 驱动频率的位移量要明显大于 10 Hz 驱动频率的位移量,这可能是受到了驱动器固有频率的影响。

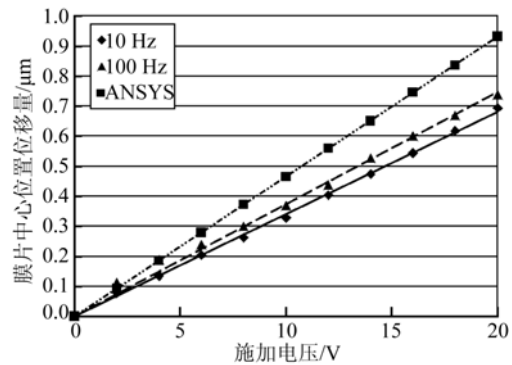


图 11 施加电压-膜片中心位置位移量的关系图

Fig. 11 Relationship diagram between applied voltage and displacement amount of displacement at center of diaphragm

为了找出驱动器的固有频率,对驱动器施加 1 V_{r-p} 电压,通过改变驱动频率(0~100 kHz),测量并记录膜片中心位置位移量的变化,如图 12 所示。所制备的膜片式驱动器的谐振频率约为 70 kHz。虽然,从图中可以看出在 25 kHz 处,驱动器也存在一定的谐振现象,这可能是由膜片的设计形状导致在 25 kHz 附近也出现了共振现象。

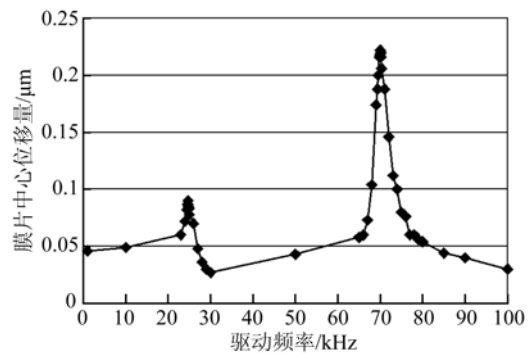


图 12 驱动频率-膜片中心位置位移量的关系图

Fig. 12 Relationship diagram between driving frequency and displacement amount of displacement at center of diaphragm

4.2 单向阀的测试

使用固定用夹子把 PDMS、O 形环、以及单向阀固定住,使用注射器将乙醇从 PDMS 侧注入,如图 13 所示。通过观察出口侧是否排出乙醇,检验该阀是否工作正常。

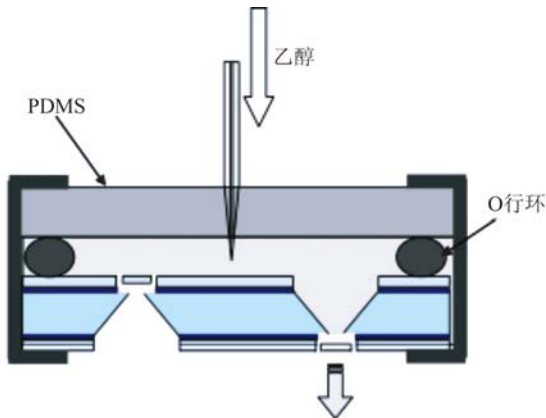


图 13 单向微阀的检验方法

Fig. 13 Testing method of micro check valve

图 14 显示了单向阀出口侧的工作状态。当注射器将乙醇从 PDMS 侧注入,在乙醇向下压力的作用下,入口被关闭,而出口被打开,乙醇从出口侧大量流出。如图 14 所示,在出口处观察到乙醇大量流出,确认了其单向阀功能运行正常。

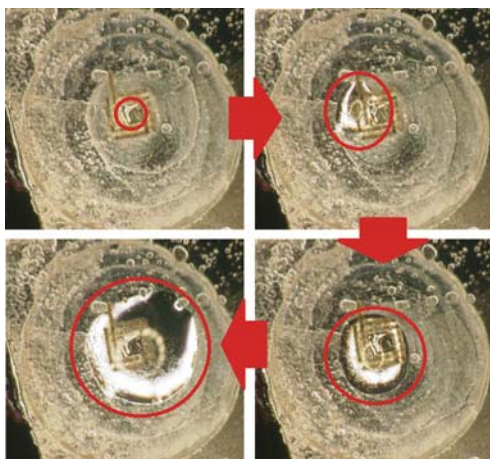


图 14 单向微阀的检测过程

Fig. 14 Testing process of micro check valve

4.3 微泵驱动测试

搭建微泵驱动的性能测试系统,外加 $30 V_{PP}$ 电压,对微泵进行液体驱动流速测试,如图 15 所

示。当微泵工作时,液体在软管里流动,通过测量软管中液体的位移量以及所花费的时间,计算出微泵驱动液体的流速(软管内径已知)。当驱动频率 600 Hz 时,液体在 18 s 内的位移量为 11 mm ,软管内径为 1.5 mm ,经计算,液体的驱动流速约为 $65 \mu\text{L}/\text{min}$ 。

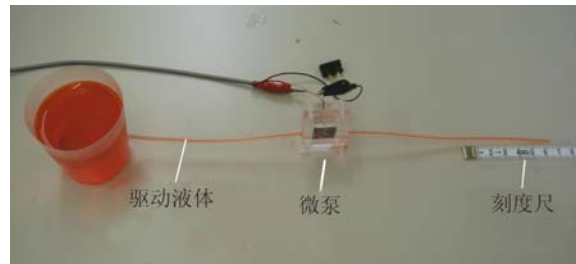


图 15 微泵驱动的测试系统

Fig. 15 Testing system of micro pump

测试实验中,软管的形变以及刻度尺的精度等因素都会对流速测量结果带来一定的误差。但作为验证性实验,该结果具有一定的意义。要进一步提高测量精度,可通过把单位时间内泵出的液体放到微量天平上,称出其质量,再换算成流速等方法来实现。

5 结 论

利用 PZT 的逆压电效应,设计并制备 PZT-Si 膜片式微泵,将电能转换为机械能,为微流控制提供驱动力。通过对微泵膜片的位移形状积分可知(外加电压为 $30 V_{PP}$),其每个驱动周期的排水量约为 2.21 nL ,而当驱动频率为 600 Hz 时,预期驱动流速约为 $80 \mu\text{L}/\text{min}$ 。通过共晶键合工艺实现 PZT 与 Si 的键合,键合强度大,可达 14 MPa ;利用物理减薄工艺实现 PZT 减薄至 $37 \mu\text{m}$,表面粗糙度约为 3.4 nm ;使用 ICP-RIE 工艺实现 Si 薄膜的制备,厚度约为 $15 \mu\text{m}$;采用准分子激光加工方法实现 PZT 薄膜及 PDMS 薄膜的图形化。最后通过驱动测试实验来检测微泵的液体驱动性能。实验证明:所制备的膜片式压电微泵体积小,谐振频率约为 70 kHz ,能驱动微米量级的液体位移或运动。当对微泵外加电压为 $30 V_{PP}$ 、频率为 600 Hz 的驱动信号时,液体的驱动流速约为 $65 \mu\text{L}/\text{min}$ 。

参考文献:

- [1] 刘文明, 李立, 任丽, 等. 微流控细胞芯片生命分析应用多元化[J]. 分析化学, 2012, 40(1):24-31.
LIU W M, LI L, REN L, *et al.*. Diversification of microfluidic applications in cell-based bioanalysis [J]. *Fenxi Huaxue*, 2012, 40(1):24-31. (in Chinese)
- [2] 顾雯雯. 微流控细胞芯片 LED 诱导透射式荧光检测微系统[J]. 光学精密工程, 2014, 22(8): 2159-2165.
GU W W. LED induced transmitted fluorescence detector integrated in microfluidic cell chip [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2014, 22(8):2159-2165. (in Chinese)
- [3] 张雯, 钱金雄, 肖彦革, 等. 微流控芯片荧光检测系统研究进展[J]. 理化检验, 2011, 47(12): 1495-1500.
ZHANG W, QIAN J X, XIAO Y G, *et al.*. Recent progress of fluorescence detection systems of microfluidic chip [J]. *Chem. Anal.*, 2011, 47(12): 1495-1500. (in Chinese)
- [4] 耿鑫, 侯丽雅, 杨眉, 等. 微流体数字化技术制备基因芯片微阵列[J]. 光学精密工程, 2011, 19(6): 1344-1452.
GENG X, HOU L Y, YANG M, *et al.*. Preparation of genechip microarrays using microfluid digitalization [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2011, 19(6): 1344-1452. (in Chinese)
- [5] 付相庭, 章安良. 声表面波跨越式运输数字微流体[J]. 压电与声光, 2013, 35(6):775-778.
FU X T, ZHANG AN L. Surface acoustic wave transporting digital microfluid with leap-type [J]. *Piezoelectrics & Acoustooptics*, 2013, 35(6):775-778. (in Chinese)
- [6] WANG J Q, AW K C, MCDAID A, *et al.*. An efficiency improved diffuser with extended sidewall for application in valveless micropump [J]. *Heat & Mass Transfer*, 2015:1-11.
- [7] 纪夏夏, 沈丹丹, 谭秋林, 等. 电渗微泵的生理溶液渗透特性研究[J]. 传感技术学报, 2014, 27(11): 1447-1450.
JI X X, SHEN D D, TAN Q L, *et al.*. Research on osmosis of electroosmotic micropump for physiological solution [J]. *Chinese Journal of Sensors and Actuators*, 2014, 27(11):1447-1450. (in Chinese)
- [8] 徐莹, 胡正添, 郭森. 基于微生物代谢成分的电化学多参数检测平台微泵设计[J]. 传感技术学报, 2015, 28(1):1-8.
XU Y, HU ZH T, GUO M. Design of micropump for parallel multi-parameter detection of microbial metabolic components based on electrochemical platform [J]. *Chinese Journal of Sensors and Actuators*, 2015, 28(1):1-8. (in Chinese)
- [9] LIU CH, WANG L, LI J M, *et al.*. Evaporation characteristics of micropores in biomimetic micropump [J]. *Micro & Nano Letters*, 2014, 9(1): 41-45.
- [10] YE W X, ZHANG W, WANG CH, *et al.*. Travelling wave magnetic valveless micropump driven by rotating integrated magnetic arrays [J]. *Micro & Nano Letters*, 2014, 9(4):232-234.
- [11] 刘春波, 田勇, 过知宏, 等. 基于液晶引流效应的全新微流体驱动方式[J]. 机械工程学报, 2012, 48(16):122-129.
LIU CH B, TIAN Y, TSUJI T, *et al.*. New microfluidic driving method based on liquid crystalline backflow effect [J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2012, 48(16):122-129. (in Chinese)
- [12] 沙菁菁, 侯丽雅, 章维一, 等. 微流体系统驱动技术的研究进展[J]. 微纳电子技术, 2006, 12: 586-591.
SHA J J, HOU L Y, ZH W Y, *et al.*. Research on the driving-methods of micro-fluidic system [J]. *Micronanoelectronic Technology*, 2006, 12: 586-591. (in Chinese)
- [13] 黄健萌, 黄靖. 压电驱动微悬臂梁与基底粗糙面间多次接触分析[J]. 农业机械学报, 2015, 46(9): 368-372.
HUANG J M, HUANG J. Multiple-contact analysis between microcantilever and substrate rough surface driven by piezoelectric [J]. *Transactions of the Chinese Society for Agricultural Machinery*, 2015, 46(9):368-372. (in Chinese)
- [14] 沈燕虎, 苏江, 杨志刚, 等. 压电驱动式振动给料器的设计与试验[J]. 光学精密工程, 2014, 22(7): 1828-1833.
SHEN Y H, SU J, YANG ZH G, *et al.*. Design and experiment of piezoelectric-drive vibratory feeder [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2014, 22(7): 1828-1833. (in Chinese)
- [15] 张蕊华, 陈冠锋. 压电驱动精密流量阀动态特性仿真分析[J]. 机械设计与制造, 2015, 2:185-188.
ZHANG R H, CHEN G F. Dynamic characteristic simulation analysis on the piezo-driven precision flow control valve [J]. *Machinery Design & Man-*

- ufacture*, 2015, 2:185-188. (in Chinese)
- [16] 张芷菁, 王葳, 陈信元. 胰岛素注射用压电微泵的性能研究[J]. 中国医疗器械杂志, 2015, 39(1): 64-67.
ZHANG ZH J, WANG W, CHENG X Y. Study on the performance of piezoelectric micro pump for insulin injection [J]. *Chinese Journal of Medical Instrumentation*, 2015, 39(1):64-67. (in Chinese)
- [17] 高晓光, 杜立群, 吕岩. PZT压电薄膜无阀微泵[J]. 功能材料与器件学报, 2008, 14(4):793-798.
GAO X G, DU L Q, LV Y. PZT piezoelectric thin film valveless micropump [J]. *Journal of Functional Materials and Devices*, 2008, 14(4):793-798. (in Chinese)
- [18] 刘国君, 程光明, 杨志刚. 一种压电式精密输液微泵的试验研究[J]. 光学精密工程, 2006, 14(4): 612-616.
LIU G J, CHENG G M, YANG ZH G. Experimental research on a piezoelectric micro-pump for precision pumping [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2006, 14(4):612-616. (in Chinese)
- [19] 杜立群, 高晓光, 董维杰, 等. PZT压电薄膜无阀微泵的制备工艺及实验研究[J]. 压电与声光, 2008, 30(4):492-494.
DU L Q, GAO X G, DONG W J, et al.. Study on fabrication process and experiment of valveless piezoelectric micropump based on PZT thin film [J]. *Piezoelectrics & Acoustooptics*, 2008, 30(4):492-494. (in Chinese)
- [20] 王志斌, 李克武, 张瑞, 等. 基于铌酸锂制作光弹调制器用压电驱动器[J]. 光学精密工程, 2015, 23(1):63-69.
WANG ZH B, LI K W, ZHANG R, et al.. Fabrication of piezoelectric actuator for photoelastic modulator based on lithium niobate [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2015, 23(1):63-69. (in Chinese)

作者简介:



李以贵(1965—),男,江西广昌人,博士,教授,博士生导师。1985年,1991年于哈尔滨工业大学分别获得学士、硕士学位,2000年毕业于日本东北大学获得博士学位,主要从事微光机电系统(MEMS)方面的研究。E-mail: ygli@sit.edu.cn



黄远(1990—),男,江苏徐州人,硕士研究生,2014年于南京航空航天大学金城学院获得学士学位,主要从事微光机电系统、微细加工工艺方面的研究。E-mail: yhuang06@163.com

(版权所有 未经许可 不得转载)