

电致动聚合物驱动的无阀微泵的设计与制作

夏冬梅, 庞宣明, 陈晓南, 李博

(西安交通大学机械工程学院, 710049, 西安)

摘要: 提出了一种由电致动聚合物材料(DE)驱动的平面扩散/收缩管无阀微泵. 通过分析扩散/收缩管的角度、长度、最小宽度等关键参数对微泵性能的影响, 对无阀微泵的结构进行了设计. 基于 UV-LIGA 工艺, 将 DE 泵膜和 SU-8 泵体键合制作了无阀微泵模型, 并对 DE 泵膜结构进行了实验研究, 确定了合理的结构形式, 实现了微泵的单向泵送. 在 3 500 V、8 Hz 直流正弦电压的作用下, 无阀微泵的流量最大, 为 21.2 $\mu\text{L}/\text{min}$, 并且结构简单、易于密封、成本低. 实验结果对电致动聚合物微泵进一步的科学研究和实际应用都具有较大的促进作用.

关键词: 电致动聚合物; 微泵; 结构设计

中图分类号: TN4 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2009)07-0092-04

Design and Fabrication for Valveless Micropump Driven by Dielectric Elastomer

XIA Dongmei, PANG Xuanming, CHEN Xiaonan, LI Bo

(School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: A dielectric elastomer (DE) valveless micropump with plane diffuser/nozzle elements is investigated. The structure of the valveless micropump is designed by analyzing the effects of angle, length, minimum width of the diffuser-nozzle to the diffusivity. Based on UV-LIGA technique, the DE diaphragms and the SU-8 structure are bonded and the valveless micropump is accomplished. A DE diaphragms structure is conformed by experiment to realize the pumping. The maximum flow rate of 21.2 $\mu\text{L}/\text{min}$ is achieved under 3 500 V, 8 Hz sine wave. The valveless micropump with simple structure and lower cost demonstrates its further application foreground.

Keywords: dielectric elastomer; micropump; structure design

微流体系统是微机电系统(MEMS)的一个重要分支, 在医学、化学、生物工程和电子工程等领域有着广泛的应用前景, 近年来已成为研究的热点. 微泵是微流体系统的核心部件, 是实现微流量供给的动力元件, 能精确地传输微小流量, 因此受到人们的特别重视.

在微流体系统中, 使用的一般为振动膜式微泵, 其结构主要包括振动膜和被动阀, 被动阀的疲劳损坏不仅降低了系统的可靠性, 而且其阻塞问题也限制了在驱动有机流体领域的应用. 目前, 微泵结构大多采用硅材料制作, 虽然硅是微电子行业的基础材

料, 加工工艺及相关设备完善, 但硅的生物兼容性较差. 本文提出的基于电致动聚合物材料(DE)驱动的无阀微泵, 以高分子为主要结构材料, 并且生物兼容性较好. 目前, 国内外还没有这种以 DE 驱动的、以生物相容材料 SU-8 为泵体的微泵, 因此该研究具有原创性, 若成功实现可为微流体系统的广泛应用提供一条新的出路.

1 DE 驱动器的基本工作原理

DE 是一种新型智能材料, 在电场作用下可产生大幅变形, 且变形远大于现有的压电材料, 将其应

用于微泵的致动器中可解决现有微泵存在的流量小的缺点。该材料具有机电转换效率及疲劳寿命高等优点^[1],因此在微流体控制中是一种非常有潜力的新型材料。

DE 是由高弹聚合物(VHB,3M 公司)作为芯层材料,在两侧涂上柔性电极构成,其工作原理如图 1 所示。在柔性电极上施加电压后,在静电力的作用下,DE 沿电压施加的方向进行收缩,而在垂直于电压施加的方向则扩展延伸^[2]。在使用 DE 作为微泵致动器时,要对芯层材料进行预拉伸,增加内部应力以增强机械性能。

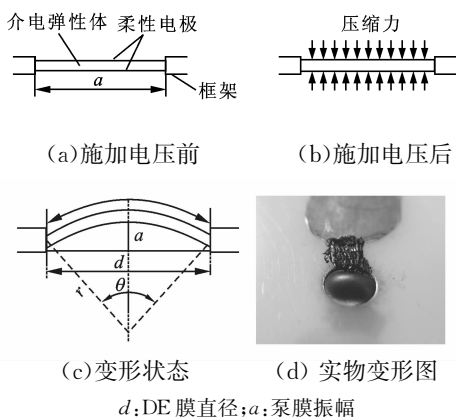


图 1 DE 致动器的工作原理示意图

电压施加方向上所受的有效压力为

$$p = \epsilon_0 \epsilon_r E^2 = \epsilon_0 \epsilon_r v^2 / \delta^2 \quad (1)$$

式中: ϵ_0 为真空介电常数; ϵ_r 为芯层材料的相对介电常数; v 为施加电压; δ 为拉伸后的芯层材料的厚度^[3]; E 为电场强度。

2 无阀微泵结构的设计

无阀微泵的工作原理是基于扩散管和收缩管对流体的阻力不同而实现的差量流动,其工作原理如图 2 所示。当泵膜在静电力作用下向上运动时,泵腔内体积增加,此时泵腔内压力减小,外部的流体通过入口和出口同时由外向泵腔内流入,此过程为泵入过程。在这个过程中,入口的锥形管的作用相当于扩散管,而出口的锥形管相当于收缩管,由于收缩管/扩散管的压降不同,引起的流量也不同,因此扩散管的流量大于收缩管的流量,微泵处于供给模式(见图 2)。当泵膜向下振动时,泵腔内产生正压,流体通过入口和出口同时由泵腔内向外流出,此过程为泵出过程。在这个过程中,入口的锥形管的作用相当于收缩管,而出口的锥形管相当于扩散管,收缩管的流量小于扩散管的流量,此时微泵处于泵模式。因此,当

泵腔体积连续变化时,就产生了连续的差量流动。

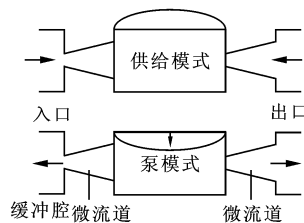


图 2 无阀微泵的工作原理

扩散/收缩管是无阀微泵的核心部件,它的尺寸决定了无阀微泵的性能。扩散/收缩管的参数如图 3 所示。在一个泵的工作周期内,扩散管/收缩管是交替变化的,在前半个周期为扩散管变化,而后半个周期为收缩管变化,反之亦然。在泵入状态下,出口流量为^[4]

$$Q_s = -\frac{V_x 2\pi f \cos(2\pi ft)}{1 + \xi^{1/2}} \quad (2)$$

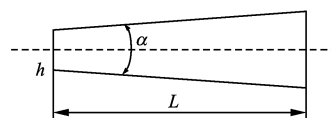
式中: V_x 为无阀微泵的腔体体积变化; f 为微泵工作频率; t 为时间; ξ 为扩散率。

在泵出状态下,出口流量为^[4]

$$Q_p = -\frac{V_x 2\pi f \cos(2\pi ft)}{1 + \xi^{1/2}} \quad (3)$$

在一个工作周期 T 内的流量为

$$Q = \frac{2V_x}{T} \left[\frac{\xi^{1/2} - 1}{\xi^{1/2} + 1} \right] \quad (4)$$



α :扩散/收缩角; L :收缩管长度; h :最小宽度

图 3 扩散/收缩管结构示意图

根据流体力学的理论,对扩散/收缩管进行分析^[4],得到了 α 、 L 、 h 对 ξ 的影响,见图 4。从图中可以看出,当 $\alpha = 10^\circ$ 、 $L = 1.2 \text{ mm}$ 、 $h = 0.12 \text{ mm}$ 时, ξ 达到最大值,即流量达到最大。根据分析结果,设计的微泵的腔体直径为 5 mm ,长度为 1.2 mm ,最小宽度为 0.12 mm ,扩散/收缩角为 10° ,设计的掩模版图如图 5 所示。

3 无阀微泵的制作

如图 6 所示,泵膜由 2 层 VHB 材料组成,上层是由上、下两侧带有导电碳膏的 VHB F9473PC 材料形成的致动层,下层则由 VHB4910 材料形成封装层。泵体采用 SU-8 材料,它包含一对扩散/收缩

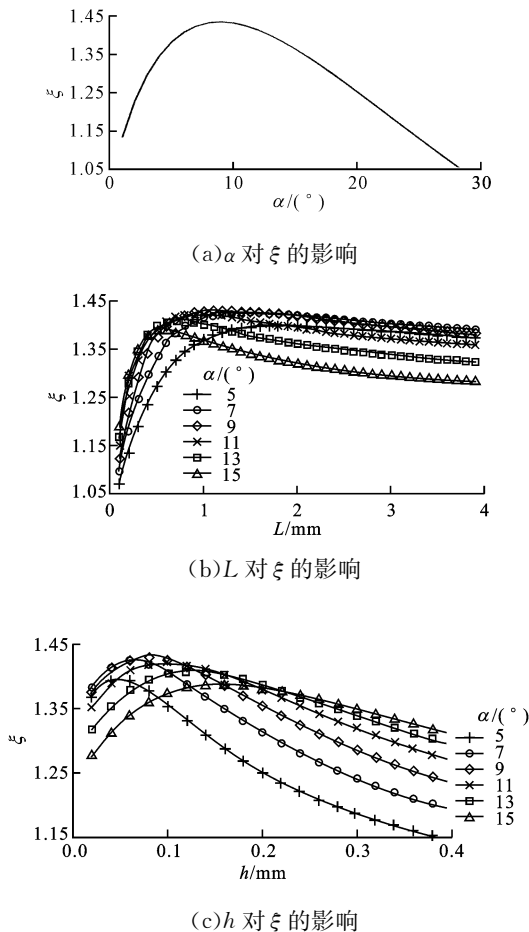


图 4 无阀微泵关键参数对扩散率的影响

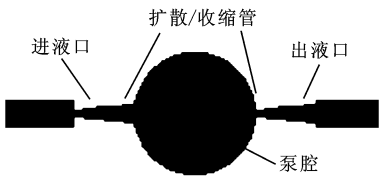


图 5 无阀微泵掩膜图形示意图

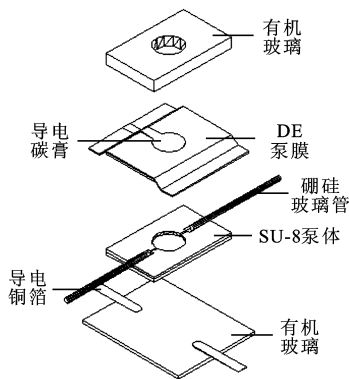


图 6 无阀微泵的结构

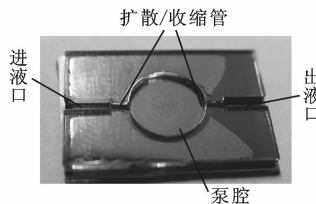


图 7 微泵泵体实物图

无阀微泵的制作工艺(见图 8)为:①在 2 根内径为 0.45 mm 的硼硅玻璃管上,一端包裹一层 VHB 材料,并分别插入由光刻得到的 SU-8 泵体上的进、出液口,利用 VHB 材料本身的黏性达到封装要求;②将 VHB 4910 材料双向拉伸 4×4 倍后覆盖在 SU-8 泵体上形成封装层;③在未拉伸的 VHB F9473PC 材料两侧涂敷导电碳膏,形成致动层并引出电极内引线,然后对准粘结上预先打好孔的有机玻璃盖片;④将封装层和致动层键合(粘结有机玻璃),用导电铜箔连接内引线,形成外接引线。

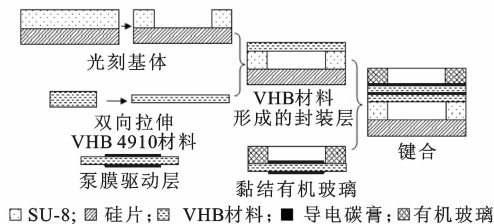


图 8 无阀微泵的制作工艺流程

无阀微泵的实体模型如图 9 所示,底层 SU-8 泵体的厚度为 0.6 mm,DE 泵膜的厚度为 0.25 mm,泵膜和泵腔之间封装层的厚度为 62.5 μm ,上层有机玻璃(PMMA)的厚度为 2 mm,硼硅玻璃管的外径为 0.85 mm,内径为 0.45 mm. 无阀微泵的总尺寸为 16 mm×10 mm×3 mm.

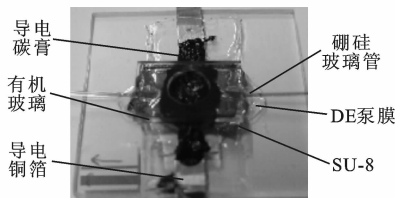


图 9 无阀微泵实体模型

在电致动聚合物材料和 SU-8 进行结合的时候,传统的 MEMS 封装键合工艺较复杂,会破坏 SU-8 的结构和电致动聚合物材料的性能,因此本文采用不同厚度的 VHB 材料作为粘结层,将作为泵膜的电致动聚合物材料包裹在其中,利用 VHB 材

管、泵腔、入口腔和出口腔,经过 UV-LIGA 工艺^[5]加工而成(见图 7)。

料自身的黏性,在室温下即可实现与 SU-8 的结合封装.这种封装工艺避免了其他材料的介入,保证了整个微泵中材料的统一性和完整性,可长时间工作而不会对泵膜主体结构造成约束损伤.

4 无阀微泵的性能测试与分析

无阀微泵性能测试实验的电源装置采用的是 TReK MODEL 30/20 型±30 kV 高电压放大系统,可调节电压和频率,波形采用正弦波,用 LK-G 激光位移传感器通过激光探头来测量泵膜位移,测试的流体为水.

在理论分析中,假定流体是不可压缩的,忽略了腔体容积对输出特性的影响.因此,在微泵流量测试时,要将泵腔中的空气排出,否则由于泵腔体的变形量极其微小,流体中混入的空气将导致无阀微泵性能不稳定或者无法正常工作.经过实验证明,微泵的最佳工作电压为 3 500 V.从图 10 中可以看出,泵膜振幅随着频率的增大而逐渐减小.从图 11 中可以看出,微泵流量随着频率的增加先增大后减小,当频率为 8 Hz 时,微泵流量达到最大,为 21.2 $\mu\text{L}/\text{min}$.

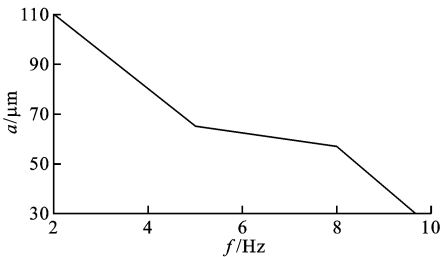


图 10 泵膜振幅与频率之间的关系

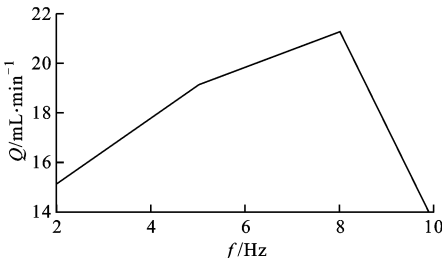


图 11 微泵流量与频率之间的关系

实验验证了无阀微泵的单向流动特性,并与设计的结果相符.但是,由于 DE 材料的性能不稳定,容易导致泵膜击穿,所以大多数微泵在实验过程中寿命较短.因此,在后续的实验中,需要对 DE 模型和变形机理进行进一步研究.

5 结 论

本文通过对扩散/收缩管的关键参数进行分析,设计了无阀微泵的整体结构,基于 UV-LIGA 工艺,将 DE 泵膜和 SU-8 泵体键合制作出无阀微泵的模型,通过流动性能测试实验,获得了无阀微泵的流量、电压以及频率之间的关系.本文制作的无阀微泵全部采用高分子材料,生物兼容性优于半导体材料,且未使用半导体加工设备,加工工艺简单,制造成本较低.但是,由于 DE 材料的性能不稳定,导致无阀微泵的寿命较短,因此需要在后续研究中不断改进.

参考文献:

[1] PELRINE R, SOMMER-LARSEN P, KOMBLUH R, et al. Applications of dielectric elastomer actuators [C]// Smart Structures and Materials. Newport Beach, CA, USA; SPIE, 2001:335-349.

[2] KOFOOD G, KOMBLUH R, PELRINE R, et al. Actuation response of polyacrylate dielectric elastomers [C] // Smart Structures and Materials. Newport Beach, CA, USA; SPIE, 2003:787-793.

[3] KOMBLUH R, PELRINE R, JOSEPH J, et al. High-field electrostriction of elastomeric polymer dielectrics for actuation[C] // Proceedings of the SPIE Conference on Electroactive Polymer Actuators and Devices. Newport Beach, CA, USA; SPIE, 1999:149-160.

[4] 刘昌威. 基于 MEMS 技术的无阀微泵的研究与设计 [D]. 西安:西安交通大学机械工程学院,2008.

[5] JACKMAN R J, FLOYD T M, GHODSSI R, et al. Microfluidic systems with on-line UV detection fabricated in photodefinable epoxy [J]. Micromechanics and Microengineering, 2001(11): 263-269.

(编辑 管咏梅)