

# 압전 구동 방식의 Polydimethylsiloxane(PDMS) 마이크로 펌프

論 文

52C-10-12

## Piezoelectric-Actuated Polydimethylsiloxane(PDMS) Micropump with Diffusers

金 珍 浩\* · 金 榮 浩\*\* · 金 容 商\*\*\*

(Jin-Ho Kim · Young-Ho Kim · Yong-Sang Kim)

**Abstract** - The low-cost, simple structured micropump which is actuated by piezoelectric-discs, is fabricated with polydimethylsiloxane (PDMS) and the performances of the micropump, such as pump rate and backpressure, are characterized. The PDMS micropump with diffusers instead of passive check valves as a flow-rectifying element was fabricated. The deflection of glass diaphragm measured by atomic force microscope (AFM) is about  $0.4\mu\text{m}$  when applying a 150V square wave voltage at 300Hz across a  $300\mu\text{m}$  thick piezoelectric disc. While the square wave driving voltage is applied to the piezoelectric disc of the actuator, the flow rate is measured by fluid displacement variation of the outlet tube. The flow rate of micropump increases with enhancing the applied voltage due to the increase of diaphragm deflection. The flow rate and the backpressure of the micropump with diffusers are about  $32.9\mu\text{l}/\text{min}$  and 173Pa respectively for the above mentioned deflection conditions.

**Key Words** : micropump, PDMS, piezoelectric disc, diffuser, deflection, flow rate

### 1. 서 론

최근 microelectromechanical system(MEMS) 기술을 기반으로 하는 마이크로 유체 제어 시스템의 개발은 매우 주목받고 있다. 이러한 마이크로 유체 제어 시스템 중 마이크로 펌프는 micro-TAS (Micro Total Analysis System) 또는 lab-on-a-chip 등에서 그 필요성이 크게 대두되고 있다.[1] 마이크로 펌프는 여러 종류의 구동방식으로 개발되고 있으며 그 종류는 압전력 방식[2,3], 정전력 방식[4], 전자기력 방식[5], 형상기억합금 방식[6], 열공압력 방식[7], 그리고 전기 삼투압 방식[8] 등이다. 이러한 구동 방식 중 정전력 방식, 전자기력 방식, 형상기억합금 방식, 열공압력 방식은 구동기의 구조가 매우 복잡하고 전기 삼투압 방식은 매우 낮은 펌프 수행 능력을 갖는 단점을 가지고 있다. 그러나 압전력 방식은 구동기의 구조가 간단하고 우수한 펌프 수행 능력을 갖으며 응답 속도가 빠르고 인가 전압으로 쉽게 유량을 제어할 수 있는 장점을 가지고 있다.

마이크로 유체 제어 시스템의 개발은 주로 일반적인 반도체 물질과 집적 회로 공정 기술을 토대로 개발되고 있다. 이러한 기술을 이용한 마이크로 유체 제어 시스템의 개발은 높은 개발 비용과 많은 공정상의 제한이 있다. 예를 들면 실리콘

웨이퍼에 채널을 형성하기 위해 주로 deep reactive ion etching system을 사용하기 때문에 많은 공정상의 어려움이 있다. 반면에 최근 polydimethylsiloxane(PDMS)을 사용하는 공정기술이 여러 그룹에 의해 소개되고 있다.[9] 이러한 PDMS 몰딩 기술은 평면 구조를 매우 쉽고 저렴하게 만들 수 있고 또한 투명한 광학적 특성을 가지고 있기 때문에 바이오 및 화학 응용 분야에 이용할 일회용 마이크로 유체 시스템 제작에 매우 적합한 물질로 사료된다. 물론 PDMS 몰딩 기술은 여러 가지 유체 시스템을 쉽게 집적할 수 있고 대량 반복 생산이 가능한 장점이 있다.

본 연구의 목적은 일회용 마이크로 펌프를 제작하고 특성을 연구하는데 있다. 제안된 마이크로 펌프는 압전력으로 구동하는 diffuser 펌프로 제작하였다. 마이크로 펌프의 cavity는 PDMS를 사용하여 제작하였고 다이어프램은 유리를 사용하였다. 또한, 제작된 마이크로 펌프의 다이어프램 변위, 유량, 그리고 backpressure를 측정하고 분석하였다.

### 2. 마이크로 펌프의 구조 및 원리

그림 1(a)는 마이크로 펌프 구조의 단면을 보여준다. 제안된 마이크로 펌프는 총 2개의 층으로 구성되어 있다. PDMS 층에는 펌프 챔버, diffuser, inlet hole, outlet hole, 그리고 reservoir가 있고, 유리 층은 압전 디스크가 있는 구동기 부분이다. 그림 1(b)와 (c)는 PDMS 층과 유리 층의 평면도이다. PDMS 층의 펌프 챔버의 지름은 3.5mm이고, 깊이는  $80\mu\text{m}$ 이다. 유리 층은 펌프의 다이어프램으로 사용되고 두께는  $150\mu\text{m}$ 이다. 압전 디스크의 지름과 두께는 3mm와  $300\mu\text{m}$ 이다. Inlet 튜브와 outlet 튜브는 내경이 3mm인 실리콘 튜브

\* 準 會 員 : 明知大 電氣工學科 碩士課程  
\*\* 正 會 員 : 水原大 電子材料工學科 教授 · 工博  
\*\*\* 正 會 員 : 明知大 電氣工學科 副教授 · 工博  
接受日字 : 2003年 5月 23日  
最終完了 : 2003年 8月 12日

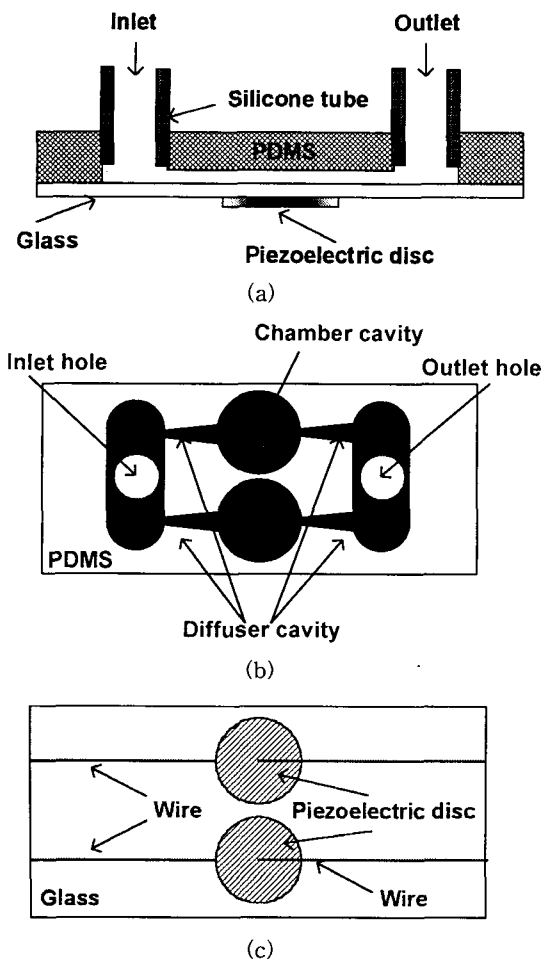


그림 1 제안된 마이크로 펌프의 구조. (a) 마이크로 펌프의 단면도, (b) PDMS층의 평면도, (c) 유리층의 평면도.

Fig. 1 The structure of the proposed micropump. (a) The cross sectional view of the micropump, (b) The top view of the PDMS layer, (c) The top view of the glass layer.

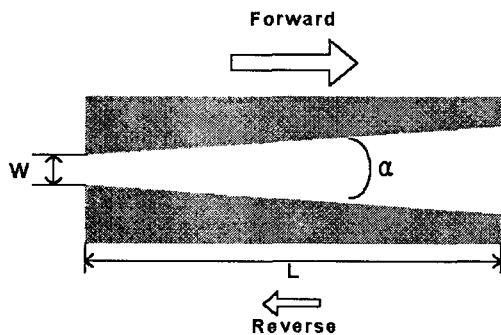


그림 2 diffuser의 평면도  
Fig. 2 The top view of the diffuser geometry.

다. Inlet과 outlet 튜브는 내경이 3mm인 실리콘 튜브를 사용하였다.

본 연구에서는 diffuser를 유체 정류기로 사용하였다. diffuser는 그림 2에서 보여주듯이 정방향으로 갈수록 채널 폭이 점점 증가하고, 역방향으로 갈수록 채널 폭이 점점 감소

하는 채널이다. diffuser는 유체의 속도 형태인 운동 에너지를 유체의 압력 형태인 위치에너지로 변환시키는 기능을 가지고 있어, 유체의 흐름이 정방향일 때의 운동 에너지 손실이 역방향일 때 보다 작다. diffuser의 inlet 폭(W), 길이(L), 그리고 divergence 각도는  $80\mu\text{m}$ ,  $1500\mu\text{m}$ ,  $10^\circ$  이다. 그림 3은 diffuser가 antiphase 방식으로 구동되는 개념도를 보여주고 있다. supply mode에서는 inlet 쪽에서 들어오는 유체의 속도가 outlet 쪽에서 들어오는 유체의 속도보다 빠르고, 반면에 pump mode에서는 반대의 현상이 일어나게 된다.[10] 본 연구에서는 이러한 이중 챔버 방식이 유체의 fluctuation에 의한 버블 생성을 억제하는 효과가 있으므로 이 방식을 도입하였다.

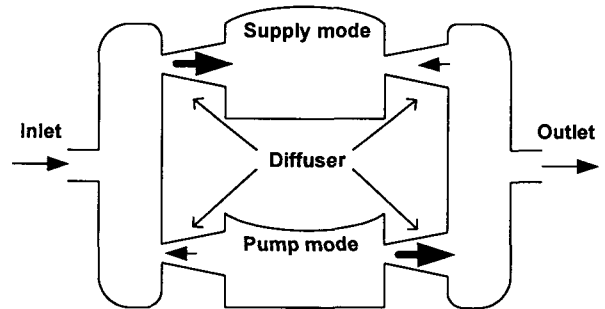


그림 3 antiphase 방식으로 구동되는 이중 챔버 마이크로 펌프.[10]

Fig. 3 The double-chamber pump operated in an antiphase mode.[10]

### 3. 실험

#### 3.1 PDMS 층의 제작 공정

제안된 마이크로 펌프의 제작 공정은 매우 간단하다. 재료는  $520\mu\text{m}$  두께의 실리콘 웨이퍼, 음성 감광제 (MicroChem SU-8 50), 그리고 PDMS A, B용액(Dow Corning)을 사용한다. 그림 4는 패턴이 형성된 PDMS 층의 제작 공정을 보여준다. 음성 감광제 (SU-8 50)를 실리콘 웨이퍼 위에  $80\mu\text{m}$  두께로 스핀 코팅한 후 사진 공정으로 마이크로 펌프의 cavity 모양을 형성한다. 그림 4(c)와 같이 PDMS A, B 타입 용액을 10:1 비율로 섞고 저은 후 SU-8 패턴이 형성된 실리콘 웨이퍼 위에 붓는다. 그리고 PDMS 용액을 상온에서 24시간 동안 curing 한다. curing이 끝난 후 PDMS replica를 실리콘 웨이퍼로부터 조심스럽게 분리한다. 그림 4(d)와 같이 inlet과 outlet 튜브를 연결하기 위하여 PDMS replica에 기계적으로 구멍을 형성한다. 그림 5는 패턴이 형성된 PDMS replica의 SEM 사진을 보여준다.

#### 3.2 PDMS 층과 유리 층의 접착 공정 및 압전 구동기 제작

PDMS 층과 유리 층을 접착하기 위해 접착 표면에 산소 플라즈마 처리를 수행한다. 산소 플라즈마 처리는 reactive ion etching(RIE)을 사용하여 30초 동안 실시하였고 산소가

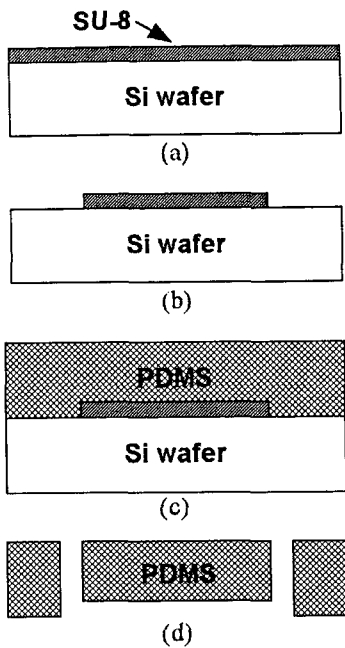


그림 4 패턴이 형성된 PDMS replica 공정 순서도.  
Fig. 4 Fabrication process of patterned PDMS replica.

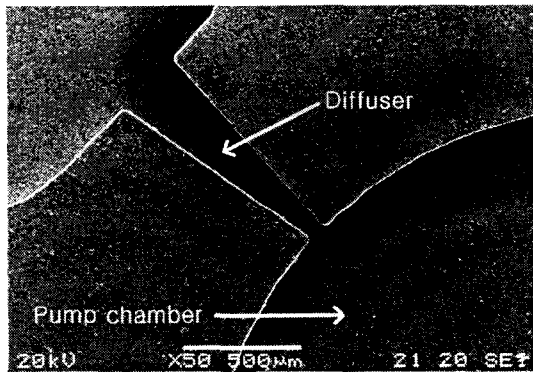


그림 5 패턴이 형성된 PDMS replica의 SEM 사진.  
Fig. 5 SEM image of patterned PDMS replica.

스 유입량은 25sccm, 압력은 200mTorr, 그리고 전력은 100W 이다. 그림 6(a)와 같이 산소 플라즈마 처리 후 빠르게 PDMS 층과 유리층을 접착한다. 압전 구동기 제작을 위해 압전 물질은 lead zirconium titanate (PZT) 디스크를 사용하였다. 그림 6(b)와 같이 압전 디스크는 전도성 에폭시를 사용하여 유리 다이아프램 위에 접착한다. 그림 7은 제작된 압전 구동 방식의 PDMS 마이크로 펌프의 모습을 보여주고 있다.

3.2 다이어프램 변위와 유량 측정

그림 8과 같이 마이크로 펌프의 다이어프램의 변위는 atomic force microscope (AFM)을 사용하여 측정한다. 제작된 마이크로 펌프의 inlet과 outlet은 실리콘 튜브로 연결하였다. 본 실험에서는 테스트 유체로 메탄올을 사용하여 측정하였다. 메탄올은 물보다 표면 장력이 작기 때문에 마이크로 펌프 내부를 쉽게 가득 채울 수 있다. 이러한 이유로 마이크로 펌프의 유체 주입시 생성되는 가스 버블을 최소화하여 정

확한 유량을 측정하기 위해 메탄올을 사용하였다. 그림 9는 마이크로 펌프의 유량 측정 방법을 보여주고 있다. 유량 측정 시 inlet과 outlet의 압력 차이는 항상 일정하게 유지하여 측정하였다. 유량 측정은 마이크로 펌프의 압전 디스크에 구형과 전압을 인가하고 outlet 튜브 안의 메탄올과 공기 경계면의 이동거리를 통해 측정한다.

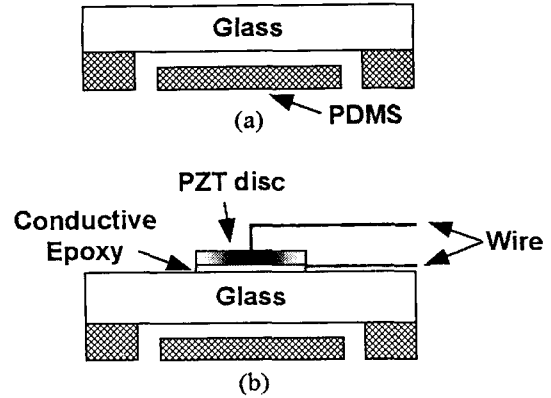


그림 6 PDMS 층과 유리 층의 접착 공정 및 구동기 제작. (a) PDMS 층과 유리 층의 접착, (b) 압전 구동기 제작.

Fig. 6 Bonding of PDMS layer to glass layer and fabrication of actuator. (a) Bonding of PDMS layer to glass layer, (b) Fabrication of piezoelectric actuator.



그림 7 제작된 마이크로 펌프의 사진.  
Fig. 7 Photograph of the fabricated micropump.

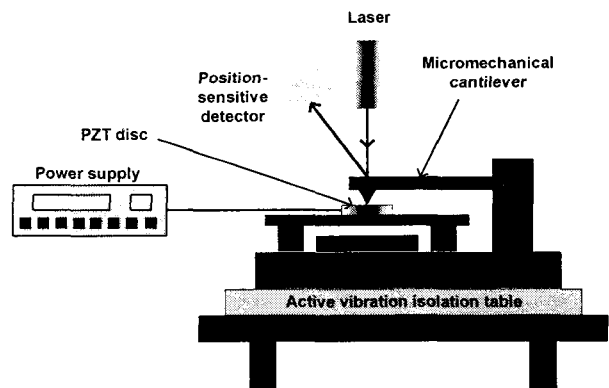


그림 8 마이크로 펌프의 다이어프램 변위 측정 장치.  
Fig. 8 Schematic drawing of glass diaphragm deflection measurement setup.

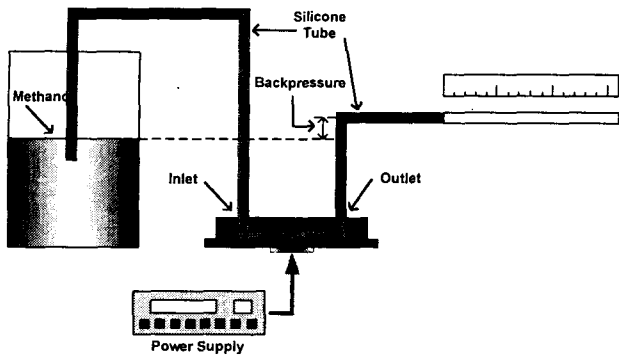


그림 9 마이크로 펌프의 유량 측정 장치.  
Fig. 9 Schematic drawing of flow rate measurement setup.

4. 결과 및 토론

그림 10은 구형파 전압을 80V로 인가하고 주파수를 250 Hz에서 4kHz까지 변화시켜 인가한 상태에서 측정한 유량 및 다이어프램 변위이다. 유량 측정시 inlet과 outlet의 backward 압력차는 영으로 유지하였다. 그림 10에서 알 수 있듯이 300Hz와 2.5kHz에서 두개의 peak를 관찰할 수 있고 최대 유량은 300Hz에서 9.8 $\mu$ l/min이 측정 되었다. 반면에 다이어프램 변위는 주파수의 증가에 따라 감소하는 경향을 관찰할 수 있다. 그러므로 주파수 변화에 따른 마이크로 펌프의 유량의 변화는 다이어프램 변위에 의한 현상으로 볼 수 없다. 마이크로 펌프의 최적 주파수(300Hz)에서의 유량은 다른 주파수에서의 유량보다 현저히 크다는 것을 알 수 있다. 이 현상은 주파수 변화에 따른 diffuser의 양방향성 특성과 유사한 원인으로 사료된다.[11]

유량은 주파수 변화뿐만 아니라 인가 구형파 전압의 변화에 따라도 변화였다. 그림 11은 압전 디스크에 최적 주파수인 300Hz를 고정 인가하고 인가 구형파 전압을 50V에서 150V까지 변화시킨 상태에서의 유량 및 다이어프램 변위의 측정 결과를 보여주고 있다. 그림 11에서 압전 디스크에 인가전압이 증가함에 따라 다이어프램 변위가 선형적으로 증가

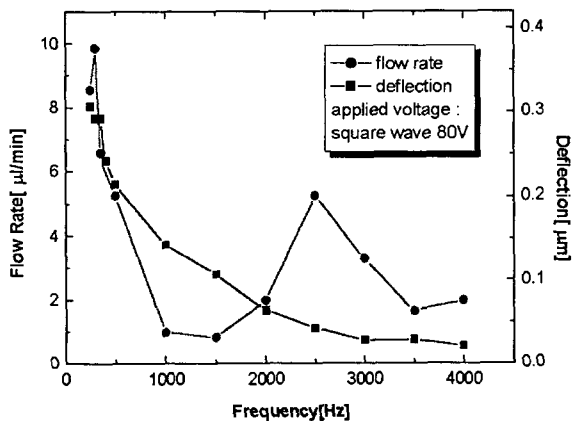


그림 10 압전 구동기의 인가 주파수(구형파 전압 80V)에 따른 다이어프램 변위 및 유량.  
Fig. 10 Variation of the diaphragm deflection and the flow rate with various frequencies of an applied voltage to piezoelectric disc.

하는 것을 알 수 있다. 다이어프램 변위는 구형파 전압 150V (300Hz)에서 대략 0.4 $\mu$ m가 측정되었다. 마찬가지로 마이크로 펌프의 유량은 압전 디스크의 인가 전압의 증가에 따라 선형적으로 증가하는 것을 관찰할 수 있으며, 이것은 인가 전압에 의한 다이어프램 변위의 증가 때문이다. 이러한 현상은 잘 알려진 특성으로 압전 물질에 인가한 전계의 세기가 증가함에 따라 비례하여 압전 물질의 dimension이 변화하기 때문이다.[12] 마이크로 펌프의 유량은 인가 구형파 전압 150V (300Hz)에서 32.9 $\mu$ l/min이 측정되었다. 또한 마이크로 펌프의 유량은 3.2 $\mu$ l/min에서 32.9 $\mu$ l/min까지 인가 전압의 세기에 따라 선형적으로 제어가 잘 되는 것을 관찰할 수 있다.

그림 12는 backpressure를 변화 시키면서 유량을 측정 한 결과를 보여준다. 이때 인가 구형파 전압은 150V이며 주파수는 300Hz이다. 그림 12에서는 backpressure가 증가함에 따라 유량이 선형적으로 감소하는 경향을 관찰할 수 있다. 인가 전압 150V (300Hz)에서 최대 backpressure는 173Pa이 측정 되었다.

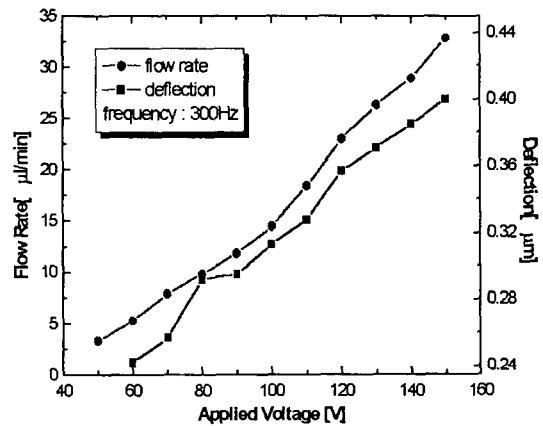


그림 11 압전 구동기의 인가 전압(주파수 300Hz)에 따른 다이어프램 변위 및 유량.  
Fig. 11 Variation of the diaphragm deflection and the flow rate as a function of an applied voltage to piezoelectric disc at a driving frequency of 300Hz.

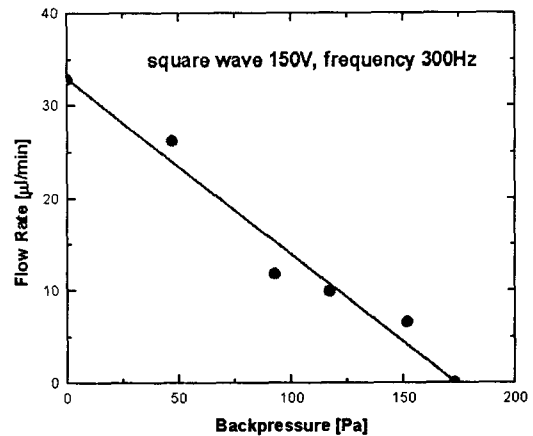


그림 12 backpressure에 따른 유량.  
Fig. 12 The measured flow rate with different backpressure.

소수성인 PDMS 표면에 친수성 도모물질을 코팅하여 마이크로 펌프를 제작하면 유량이 향상될 것으로 사료된다. 물론 PDMS 표면의 소수성 특성은 제작 공정 과정 중 산소 플라즈마 처리를 하여 PDMS 표면이 친수성으로 변화하였지만 이것은 일시적인 현상이다. PDMS 채널은 공기 중에 노출된 상태로 수일이 지나면 다시 소수성으로 변하는 특성이 있다.[13]

5. 결 론

본 연구에서는 PDMS를 사용하여 제작 비용이 저렴하고 대량 반복 생산이 가능하며, 투명하여 화학 및 바이오 분야 등에 응용하기 적합한 diffuser 마이크로 펌프를 제작하였고 특성을 분석하였다. 마이크로 펌프의 유량은 압전 디스크의 인가 전압의 증가에 따라 선형적으로 증가하는 것을 관찰할 수 있었고, 이것은 인가 전압에 따른 다이아프램 변위의 증가 때문이다. 물론 유량 특성은 주파수와 관련이 있었고 최적 주파수 300Hz에서 최대 유량을 관찰할 수 있었다. 마이크로 펌프의 유량과 backpressure는 인가 구형파 전압 150V (300Hz)에서 32.9 $\mu$ l/min와 173Pa이 측정되었다. 제작된 PDMS 마이크로 펌프의 유량이 기존에 연구된 실리콘 마이크로 펌프에 비해 작게 측정되었지만 소수성인 PDMS 표면에 친수성 도모물질을 코팅하여 마이크로 펌프를 제작하면 유량이 향상될 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

[1] Kwang-Seok Yun, Il-Joo Cho, Jong-Uk Bu, Chang-Jin Kim, and Euisik Yoon, "A Surface-Tension Driven Micropump for Low-Voltage and Low Power Operations," Journal of Microelectromechanical System, vol.11. pp. 454-461, 2002.  
 [2] Michael Koch, Nick Harris, Alan G. R. Evans, Neil M. White and Arthur Brunnschweiler, "A Novel Micromachined Pump Based on Tick-Film Piezoelectric Actuation," 1997 International Conference On Solid-state Sensors and Actuators, Tranducers '97, pp. 353-356, 1997.  
 [3] Shunichi Hayamizu, Kusunoki Higashino, Yasuhisa Fujii, Yasuhiro Sando, and Koji Yamamoto, "New Bi-Directional Valve-Less Silicon Micro Pump Controlled by Driving Waveform," The Fifteenth IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems, MEMS 2002, pp. 113-116, 2002.  
 [4] R. Zengerle, J. Ulrich, S. Kluge, M. Richter and A. Richter, "A Bidirectional Silicon Micropump," Sensors and Actuators A : Physical, vol.50. pp. 81-86, 1995.  
 [5] Sebastian Bhm, Wouter Olthuis and Piet Bergveld, "A Plastic Micropump Constructed with Conventional Techniques and Materials," Sensors and Actuators A : Physical, vol.77. pp. 223-228, 1999.  
 [6] Eiji Makino, Takashi Mitsuya and Takayuki Shibata, "Fabrication of TiNi Shape Memory Micropump," Sensors and Actuators A : Physical, vol.88. pp. 256-262, 2001.  
 [7] Ok Chan Jeong and Sang Sik Yang, "Fabrication and Test of a Thermopneumatic Micropump with a Corrugated p+ Diaphragm," Sensors and Actuators A : Physical, vol.83. pp. 249-255, 2000.  
 [8] Senol Mutlu, Cong Yu, P. Selvaganpathy, Frantisek Svec,

Carlos H. Mastrangelo, and Jean M.J. Frechet, "Micromachined Porous Polymer for Bubble Free Electro-osmotic Pump," The Fifteenth IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems, MEMS 2002, pp.19-23, 2002.  
 [9] Byung-Ho Jo, Linda M. Van Lerberghe, Kathleen M. Motsegood, and David J. Beebe, "Three Dimensional Micro-Channel Fabrication in Polydimethylsiloxane(PDMS) Elastomer," Journal of Microelectromechanical System, vol.9. pp. 76-81, 2000.  
 [10] Anders Olsson, Peter Enoksson, Gran Stemme, and Erik Stemme, "Micromachined Flat-Walled Valveless Diffuser Pumps," Journal of Microelectromechanical System, vol.6. pp. 161-166, 1997.  
 [11] Wouter van der Wijngaart, Helene Andersson, Peter Enoksson, Kjell Noren and Gran Stemme, "The First Self-Priming and Bi-Directional Valve-less Diffuser Micropump for both Liquid and Gas," The Thirteenth IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems, MEMS2000, pp. 674-679. 2000.  
 [12] Michael Koch, Alan Evans, and Arthur Brunnschweiler, "Microfluidic Technology and Applications," Baldock, Hertfordghire, England: Research Studies Press Ltd., pp.37-47, 2000.  
 [13] Xueqin Ren, Mark Bachman, Christopher Sims, G.P. Li, and Nancy Allbritton, "Electroosmotic properties of microfluidic channels composed of poly(dimethylsiloxane)." Journal of Chromatography B, vol. 762, pp 117-125, 2001.

저 자 소 개



**김진호(金珍浩)**  
 1975년 12월 24일생. 1998년 명지대 전기공학과 졸업. 1998년 동 대학원 입학, 현재 동 대학원 석사과정  
 E-mail : jinho\_94@hanmail.net



**김영호(金榮浩)**  
 1954년 6월 12일생. 1977년 연세대 전기공학과 졸업. 1983년 연세대 대학원 전자재료공학과 졸업(공학), 현재 수원대 전자재료공학과 교수  
 Tel : (031) 220-2663, Fax : (031) 220-2699  
 E-mail : yhkim@suwon.ac.kr



**김용상(金容商)**  
 1965년 6월 5일생. 1988년 서울대 전기공학과 졸업. 1994년 서울대 대학원 전기공학과 졸업(공학), 1999년~2001년 UC Berkeley 방문 연구원, 현재 명지대 전기공학과 부교수  
 Tel : (031) 330-6365, Fax : (031) 321-0271  
 E-mail : kys@mju.ac.kr