

The Fabrication and Test of a Phase-change Type Micropump

沈 愚 英* · 李 相 雨** · 梁 翔 植***
(Woo-Young Sim · Sang-Woo Lee · Sang-Sik Yang)

Abstract - This paper presents the fabrication and test of a micropump consisting of a pair of Al flap valves and a phase-change type actuator. The actuator is composed of a heater, a silicone rubber diaphragm and a working fluid chamber. The diaphragm is actuated by the vaporization and the condensation of the working fluid. The micropump is fabricated by the anisotropic etching, the boron diffusion and the metal evaporation. The forward and the backward flow characteristics of the flap valves illustrate the appropriateness as a check valve. Also, the flow rate of the micropump is measured. When the square wave input voltage of 8 V, 70 % duty ratio and 2 Hz is applied to the heater, the maximum flow rate of the micropump is 97 $\mu\text{l}/\text{min}$ for zero pressure difference.

Key Words : Micropump, flap valve, Phase-change, Silicone rubber

1. 서 론

최근 미량의 액체 표본으로 여러 병소의 감염을 테스트하고, 분석할 수 있는 면역분석기가 필요해 짐에 따라 마이크로머시닝기술을 이용하여 면역분석장치를 소형화하는 연구가 이루어지고 있다. 초소형 면역분석장치는 분석 대상 액체를 정량적으로 공급하는 펌프와 밸브, 반응액과 혼합하는 혼합부, 항원항체반응을 검출할 수 있는 검출부로 구성된다. 정량적 분석을 위하여 대상 액체의 유량을 정확하게 조절하고 역류 및 손실을 최소화 하는 마이크로 펌프와 밸브가 필수적이다.

지금까지 마이크로머시닝 기술과 접합기술을 이용한 정전형[1], 압전형[2], 열공압형[3,4,5], EHD (Electro-hydrodynamic)[6], SMA (Shape Memory Alloy)[7], 전기분해형[8,9], 비등형[10] 등과 같은 여러 구동 방식을 갖는 마이크로 펌프에 대한 연구가 활발히 수행되고 있다. 정전형과 압전형 구동 방식은 응답 속도가 빠르고, 인가전압을 통해 변위를 제어할 수 있어 토출 유량을 쉽게 조절할 수 있으나 변위가 작고 높은 전압이 필요하다. 열공압형과 비등형 구동 방식은 구동할 때 발생하는 열로 인해 펌프 자체의 온도가 상승하는 단점이 있지만 비교적 다른 구동 방식에 비해 구동 전압이 낮고, 액추에이터의 변위가 큰 장점이 있다. 특히, 참고문헌[13]에서는 실리콘 러버막을 이용하여 비등형 구동기를 제작하고, 입력 전압에 따른 시간 응답과 주파

수 응답을 실험적으로 얻었으며, 박막의 변형으로 인한 부피 변화가 매우 큼을 보였다. EHD 구동 방식은 작고 단순한 구조로 제작 가능하나 펌핑될 유체의 점성, 유전성 등의 물성에 제한이 있다. SMA 구동 방식은 응답 속도가 느리며 일괄 공정에 적합하지 않다. 전기분해형 구동 방식은 전해액의 전기 분해를 통하여 발생된 기체 압력을 이용하여 구동하므로 비교적 낮은 인가 전압으로 큰 변위를 낼 수 있으며 유량 제어가 수월하다. 그러나, 전극이 산화되기 쉬우므로 장시간 구동하는 펌프에는 부적합하다. 일반적으로 밸브는 능동형과 수동형으로 구분되며 능동형 밸브는 유체의 흐름을 정밀하게 제어할 수 있지만 구조와 제작 공정이 복잡하다[11]. 이에 반해 수동형 밸브는 유체의 압력 차에 의해 유량이 결정되며 구조가 간단하고 제작이 용이하다[7].

본 논문에서는 수 μl 의 액체 시료를 정량적으로 공급하고 제어할 수 있으며 초소형 면역 분석기에 집적화가 가능한 마이크로 펌프 및 역류를 방지하는 밸브를 제작하고 시험한 결과를 보여준다. 마이크로 펌프의 구동 방식으로는 낮은 전압으로 큰 구동력과 변위를 낼 수 있으며, 구조와 제작 공정이 간단한 상변화 구동 방식을 채택하였다. 밸브는 알루미늄으로 제작되는 한 쌍의 수동형 플랩 밸브로 제작하였다. 구동기에 사용되는 막으로는 작은 구동력에도 큰 변형을 얻기 위하여 고 신축성의 실리콘 러버를 사용한다.

2. 마이크로 펌프의 구조 및 구동원리

그림 1은 마이크로 펌프의 구조이다. 마이크로 펌프는 한 쌍의 수동형 밸브와 상변화 구동기가 접합된 구조로 이루어져 있고 마이크로 펌프의 전체 크기는 $22 \times 6 \times 2 \text{ mm}^3$ 이다. 수동형 밸브는 알루미늄 플랩 밸브가 각각 한 개씩 있는 웨이퍼 두 장이 접합된 구조로 되어 있다. 알루미늄

* 準 會 員 : 亞 洲 大 電 子 工 學 部 碩 士 課 程

** 正 會 員 : 亞 洲 大 電 子 工 學 部 博 士 課 程

*** 正 會 員 : 亞 洲 大 電 子 工 學 部 教 授 · 工 博

接受日字 : 1999年 9月 6日

最終完了 : 2000年 4月 10日

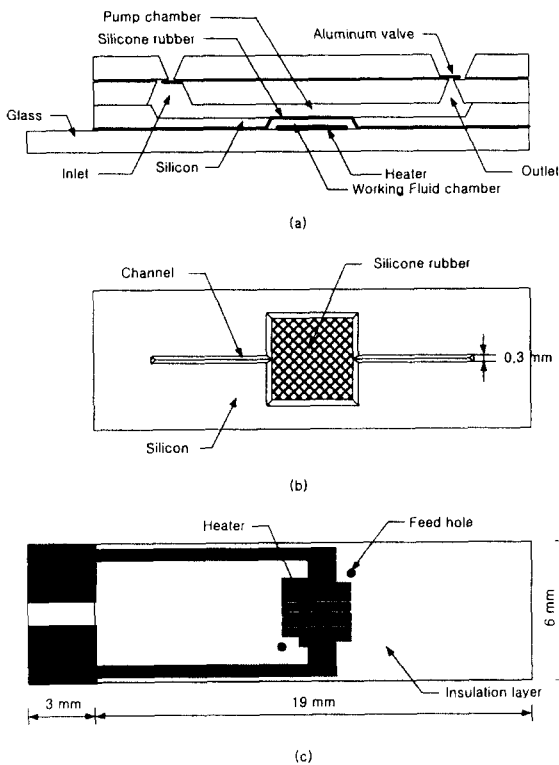


그림 1 마이크로 펌프의 구조

- (a) 마이크로 펌프의 단면도
- (b) 중간 실리콘 기판의 평면도
- (c) 하부 유리 기판의 평면도

Fig. 1 The structure of the micropump

- (a) The cross sectional view of the micropump
- (b) The top view of the middle silicon substrate
- (c) The layout of the heater on the lower glass substrate

플랩 밸브는 두께가 $2 \mu\text{m}$ 이고 크기가 $1.7 \times 1 \text{ mm}^2$ 인 캔틸레버 형태이다. 플랩 밸브가 여닫는 구멍의 크기는 $500 \times 500 \mu\text{m}^2$ 이다. 상변화 구동기는 구동 박막과 히터로 구성된다. 구동 박막은 큰 변위를 낼 수 있는 실리콘 러버막으로서 두께가 $25 \mu\text{m}$ 이고 크기가 $4 \times 4 \text{ mm}^2$ 이다. 구동박막 위쪽의 펌프 챔버는 깊이가 $325 \mu\text{m}$ 이고 입·출구 유로와 연결되어 있다. 유로의 폭은 $300 \mu\text{m}$ 이며 유로의 단면은 V자 홈 형태를 갖는다. 박막의 아래쪽은 상변화 작동액이 채워지는 챔버이며 깊이가 $200 \mu\text{m}$ 이다. 펌프 챔버의 부피는 $4.6 \mu\text{l}$ 이며, 펌프의 입·출구와 유로의 사공간 (dead volume) 부피는 각각 $3.5 \mu\text{l}$ 와 $0.3 \mu\text{l}$ 이다. 사공간은 입구와 출구 사이의 공간 전체부피에서 작동시 구동 박막의 변위로 발생하는 행정부피 (챔버부피)를 뺀 부피를 말한다. 그림 1(c)는 히터가 있는 파이렉스 유리 기판의 평면도를 보여준다. 히터에 전류를 흘릴 때 작동액이 전기 분해되는 것을 방지하기 위하여 히터와 배선이 절연막 ($\text{ZnS}+\text{SiO}_2$)으로 덮여있다. 유리 기판에는 작동액을 주입하기 위한 두 개의 구멍이 있다. 상변화 구동기의 히터에 전압을 인가하면 히터에서 발생하는 열로 작동액이 기화하면서 박막이 팽창하고 전류를

끊으면 증기가 다시 응축하면서 박막이 원상으로 수축한다. 마이크로 펌프는 실리콘 러버막의 팽창과 수축이 반복될 때 챔버내의 압력 변화에 따라 두 수동형 밸브가 교대로 열리고 닫히면서 유체는 순방향으로만 흐르게 된다. R. Linnemann[12]에 의하면 압축율(펌프의 사공간에 대한 행정 부피의 비)이 $1/13.4$ 이상일 때 자기 프라임링 (self-priming)이 가능하다. 본 논문의 상변화 마이크로 펌프의 경우 행정부피를 정확히 계산할 수는 없으나, 박막이 팽창하여 중앙부가 윗 부분의 기판에 닿을 정도로 구동할 경우, 행정부피는 펌프 챔버 부피의 약 $1/3$ 로 볼 수 있으며, 이 때 압축율은 약 0.4 이므로 상기의 자기 프라임링 조건을 만족한다.

3. 마이크로 펌프의 제작 공정

마이크로 펌프는 구동기와 수동형 밸브를 각각 제작하여 접합한다. 구동기와 밸브의 제작에 사용된 웨이퍼는 두께가 $525 \pm 10 \mu\text{m}$ 인 n형 $\langle 100 \rangle$ 실리콘 웨이퍼이다. 그림 2는 구동기의 제작 공정도이다. 전극과 구동기 박막 사이에 작동 액체가 충전되는 공간을 형성하기 위하여 그림 2(a)와 같이 웨이퍼의 앞면에 사진 식각 공정으로 $200 \mu\text{m}$ 깊이의 공간을 만든다. 식각액은 EPW (Ethylendiamine : Pyrocathocol : DI Water = 250ml : 40g : 80ml)를 사용한다. 구동기 박막을 제작하기 전에 실리콘 러버 코팅에 필요한 p+ 박막을 먼저 제작한다. 그림 2(b)에서 고체 확산원, BN1100을 이용하여 고농도 붕소 층을 제작한다. 이 웨이퍼의 뒷면을 그림 2(c)와 같이 이방성 식각액으로 식각하여 두께 $2 \mu\text{m}$ 인 p+ 박막을 제작한다. 이 때 펌프 챔버와 함께 입·출구를 연결하는 유로가 동시에 제작된다. p+ 박막 위에 실리콘 러버막을 코팅할 때, p+ 박막이 파손되는 것을 막기 위해 제작된 시편을 PR이 코팅된 보조 웨이퍼에 접합하여 경화시킨다. 접합된 시편의 p+ 박막 위에 그림

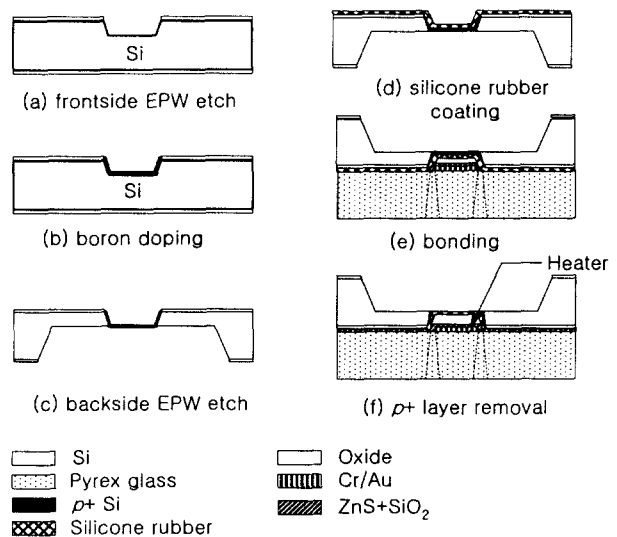


그림 2 구동기 제작 공정

Fig. 2 The fabrication process of the actuator

2(d)와 같이 실리콘 러버 (Shin-Etsu KE 1800)를 5700 rpm으로 60 초간 스핀 코팅한다. 코팅된 3 개의 샘플을 비 접촉 단차 측정기 (3D Profiler : Micro focus, UBM)로 측정하여 실리콘 러버의 두께가 $30 \pm 5 \mu\text{m}$ 로 균일함을 확인하였다. 히터는 두께가 $500 \mu\text{m}$ 인 파이렉스 유리 기판 위에 Cr/Au를 $300 \text{ \AA} / 2500 \text{ \AA}$ 의 두께로 증착하고 패터닝하여 제작한다. 히터의 선폭은 $140 \mu\text{m}$ 이고 두 단자 사이의 저항은 16Ω 이다. 히터 위에는 ZnS와 SiO_2 을 스퍼터링 (sputtering)하여 절연막을 제작한다. 작동액 주입용 구멍은 전기화학 방전 가공 방법 (EDM : Electrochemical Discharge Micromachining)으로 뚫는다. 이 유리 기판과 실리콘 기판을 그림 2(e)와 같이 실리콘 러버의 접착력을 이용하여 접착한 후 상온에서 6 시간 동안 경화시킨다. 접합된 시편을 아세톤에 넣어 PR을 제거함으로써 시편을 보조 웨이퍼에서 분리한다. 노출된 p+ 박막 위에 등방성 식각액 ($\text{HNO}_3 : \text{CH}_3\text{COOH} : \text{HF} = 85\text{ml} : 10\text{ml} : 5\text{ml}$)을 주사기로 떨어뜨리고 1분 후 린스한다. 이 작업을 10회 이상 반복하여 p+ 막을 제거함으로써 $30 \mu\text{m}$ 두께의 실리콘 러버 막을 갖는 그림 2(f)와 같은 구동기를 완성한다. 그림 3은

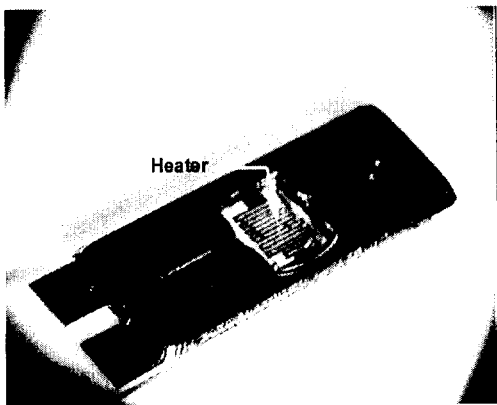


그림 3 제작된 구동기 사진
Fig. 3 The photograph of the fabricated actuator

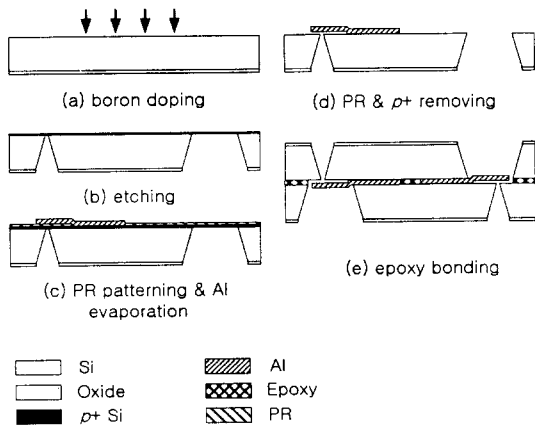


그림 4 수동형 플랩 밸브 제작 공정
Fig. 4 The fabrication process of a passive flap valve

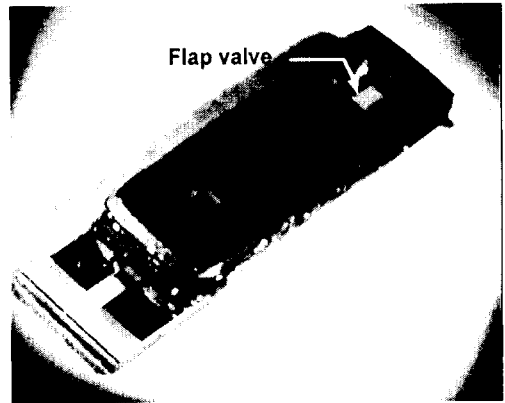


그림 5 제작된 마이크로 펌프의 사진
Fig. 5 The photograph of the fabricated micropump

제작된 구동기의 사진이다. 투명한 실리콘 러버막 아래로 히터가 보인다.

그림 4는 알루미늄 플랩 밸브의 제작 공정을 보여준다. 그림 4(a)와 같이 웨이퍼의 한 쪽 표면에 붕소를 고농도로 확산한다. 그림 4(b)와 같이 뒷면을 EPW로 식각하여 밸브 입·출력 구멍을 제작한다. 그림 4(c)와 같이 알루미늄 플랩 밸브 아래의 희생층으로 쓰이는 PR (photo resist)을 도포하고 패터닝한 다음 알루미늄을 $2 \mu\text{m}$ 두께로 증착하고 패터닝한다. 그림 4(d)에서 p+ 막은 등방성 식각액으로 제거하고 PR은 끓는 아세톤에 넣어 제거한다. 그림 4(e)와 같이 플랩 밸브가 제작된 웨이퍼 두 장을 에폭시로 접합하여 한 쌍의 수동형 플랩 밸브를 완성한다.

제작된 밸브와 그림 2(f)의 구동기를 에폭시로 접합하여 펌프를 완성한다. 그림 5는 제작된 마이크로 펌프의 사진이다. 그림의 우측 상단 출구측 알루미늄 밸브가 보인다. 작동액 챔버에는 증류수를 채우고 주입구를 방수코크 (Toluene + 합성고무)를 이용하여 막는다. 작동액으로는 비등점이 상온보다 높고 기화열이 작고 작동액실을 구성하는 재료를 부식시키거나 녹이지 않는 물질이 적합하다. 상변화 작동액으로 메탄올을 사용할 경우, 증류수에 비해 잠열과 비등점이 낮아 유리하나, 본 실험에서는 히터의 산화를 방지하기 위한 절연막 ($\text{ZnS}+\text{SiO}_2$)을 녹이고 히터를 손상시키므로, 증류수만을 작동액으로 사용하였다.

4. 특성 시험

마이크로 펌프의 특성 시험은 수동형 밸브의 특성 시험과 제작된 펌프의 성능 시험으로 이루어진다.

4.1 수동형 플랩 밸브의 특성 시험

제작된 플랩 밸브 쌍의 순방향 및 역방향 흐름 특성을 시험하기 위하여 그림 6과 같이 밸브의 입·출구에 모세관을 연결한다. 구동기를 작동시키지 않은 상태에서 그림 6의 수위 차를 조절하여 입·출구의 압력 차를 다르게 하면서 증류수의 유량을 측정한다.

그림 7은 순방향 및 역방향 압력에 대하여 측정된 유량을 보여준다. 순방향으로는 압력이 3 mmH₂O이상일 때 유체의 흐름이 관찰되고 압력이 증가함에 따라 유량도 증가한다. 그림 7(b)는 순방향에 비해 역방향 유량이 상대적으로 작아 누설 유량이 없어 보이는 그림 7(a)의 역방향 특성만을 확대한 것이다. 순방향 압력이 100 mmH₂O일 때 유량은 1.6

ml/min이고 역방향 압력이 80 mmH₂O일 때 유량은 약 12 μl/min이다. 순방향에 비하여 역방향 유량이 1/100정도로 작아서 체크밸브로 적절함을 알 수 있다.

4.2 마이크로 펌프의 성능 시험

마이크로 펌프의 성능을 시험하기 위하여 그림 8과 같이 펌프 구동 장치 및 유량 측정 장치를 설치한다. 펌프의 입·출력 압력 차를 0 mmH₂O로 한 상태에서 펌프를 작동시켜 흐르는 유체의 양을 측정한다. 유량은 펌프가 작동하는 동안 모세관 내 유면의 진행을 고배율 카메라 (Hi-scope : KH-2200, HiRox)로 녹화한 후, 재생하면서 측정한다. 그림 9는 히터에 입력 전압 8 V, 듀티비 (Duty ratio) 70 %, 주파수 2 Hz인 구형파를 인가했을 때 6초간 모세관 내 액면의 이동을 보여준다.

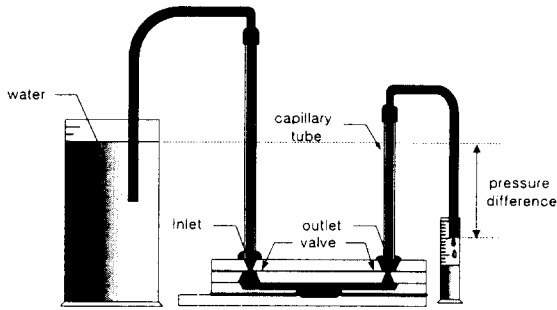
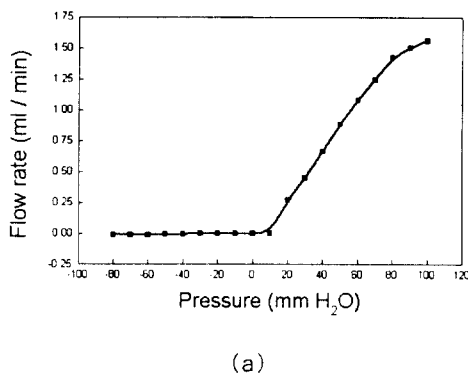
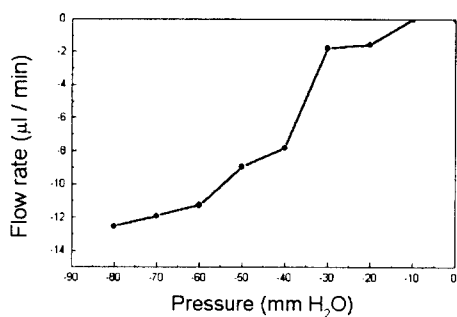


그림 6 밸브의 유량 측정 장치
Fig. 6 The measurement setup of the valve flow rate



(a)



(b)

그림 7 밸브의 순·역방향 압력에 대한 유량

- (a) 순·역방향 압력에 대한 유량
- (b) 역방향 압력에 대한 누설유량

Fig. 7 The flow characteristic of the passive valve
(a) The flow rate vs. the forward and backward pressure

- (b) The flow rate vs. the backward pressure

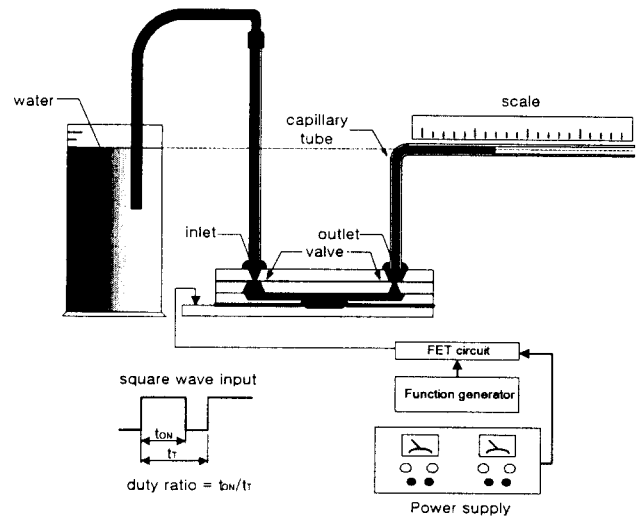
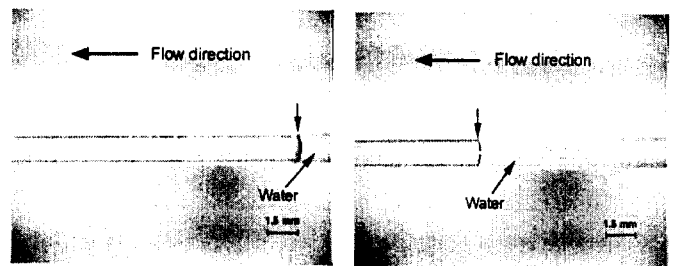


그림 8 펌프 유량 측정 장치

Fig. 8 The flow measurement system



(a)

(b)

그림 9 듀티비가 70 %, 주파수가 2 Hz인 8 V의 구형파 전압 인가시 액면 사진

- (a) 작동 전
- (b) 6 초

Fig. 9 The photograph of capillary tube for 8 V input with duty ratio of 70 % at 2 Hz

- (a) before actuation
- (b) at 6 sec

초소형 면역분석기에 필요한 마이크로 펌프는 입·출구 수두차가 0 mmH₂O일 때 유량이 100 μl/min이어야 하며, 수십 분 이상의 구동이 가능해야 한다. 적합한 마이크로 펌프의 구동 조건을 찾기 위하여 전압은 2 V에서 14 V까지 2 V 간격으로, 주파수는 1 Hz에서 4 Hz까지 1 Hz 간격으로, 듀티비는 40 %에서 80 %까지 10 % 간격으로 변화시키면서 펌핑되는 유량을 측정하였다. 전압 2 V, 4 V 그리고 6 V에서는 유량이 거의 없거나 요구되는 유량 (100 μl/min)의 절반에도 미치지 못 하였다. 12 V와 14 V의 경우는 히터의 수명이 단축되는 단점이 있다. 따라서, 가능한 구동 전압으로 8 V와 10 V를 채택하였다.

그림 10과 그림 11은 각각 구동 입력 전압이 8 V와 10 V일 때 주파수 및 듀티비를 변화시키면서 측정한 펌프의 유량이다.

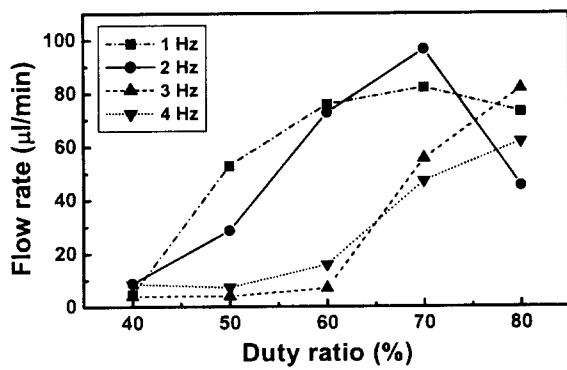


그림 10 주파수 및 듀티비 변화에 따른 유량 (압력차 : 0 mmH₂O, 입력 전압 : 8 V)

Fig. 10 The flow rate for various frequencies and duty ratios (Pressure : 0 mmH₂O, Input voltage : 8 V)

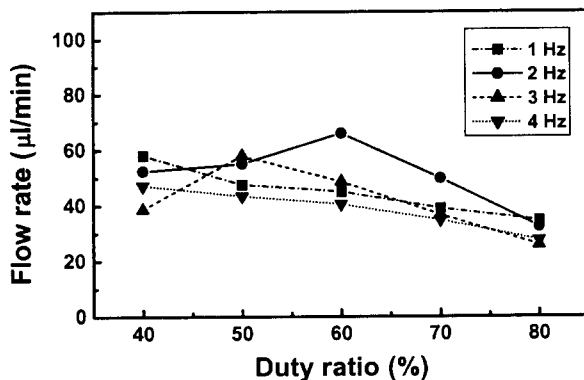


그림 11 주파수 및 듀티비 변화에 따른 유량 (압력차 : 0 mmH₂O, 입력 전압 : 10 V)

Fig. 11 The flow rate for various frequencies and duty ratios (Pressure : 0 mmH₂O, Input voltage : 10 V)

그림 10에서 주파수가 1 Hz와 2 Hz인 경우에는 듀티비가 70 %일 때 유량이 최대가 됨을 알 수 있으나, 3 Hz와 4 Hz의 경우에는 듀티비가 80 %일 때 유량이 최대가 되는지를 알 수 없다. 듀티비가 80 %이상인 영역에서 실험이 필요하나, 그 경우 과열로 인해 히터가 손상되어 실험이 사실상 불가능하다. 따라서, 입력 전압이 8 V인 경우, 최대 유량은 97 μl/min이고, 이때 듀티비는 70 %이며, 주파수는 2 Hz이다. 그림 11에서는 주파수가 2 Hz와 3 Hz인 경우에는 듀티비가 각각 60 %와 50 %일 때 유량이 최대임을 보이나, 1 Hz와 4 Hz의 경우에 듀티비가 40 %미만일 때의 실험 결과가 없어서 최대 유량 조건을 알 수 없다. 그림 11의 자료로만 볼 때 주파수가 1 Hz에서 4 Hz로 증가함에 따라 유량이 최대가 되는 최적 듀티비는 60 %까지 높아지다가 다시 낮아지는 것으로 판단되며, 최대 유량도 동일한 경향을 보이는 것으로 추정된다. 따라서, 입력 전압이 10 V인 경우, 최대 유량은 66 μl/min이다. 이 때, 주파수는 2 Hz이며, 듀티비는 60 %이다.

그림 10과 11에서 주파수가 일정할 때, 듀티비가 증가함에 따라 유량이 증가하다가 어느 듀티비 이상에서는 유량이 감소한다. 이것은 듀티비가 낮으면 작동액이 충분히 기화되지 않고, 듀티비가 너무 크면 기화된 작동액의 증기가 충분히 응축되지 않기 때문이다. 따라서, 최대 유량을 얻을 수 있는 최적의 듀티비가 존재한다. 또, 같은 이유로, 입력 전압이 커지면 최적 듀티비가 낮아지는 것을 그림 10과 11로부터 확인할 수 있다. 구동 주파수가 증가하면 유량 증가의 효과를 약간 얻을 수는 있으나, 작동액의 열용량으로 인한 온도변화 감소와 펌핑되는 유체의 질량으로 인한 관성부하의 증가로 말미암아 3 Hz 혹은 4 Hz의 경우의 유량이 2 Hz의 경우에 비하여 현저히 감소하는 것을 알 수 있다. 따라서, 최대 유량을 얻을 수 있는 최적의 구동 주파수가 존재한다. 그림 10과 그림 11의 실험 자료로 볼 때, 입력 전압은 8 V, 듀티비는 70 %, 주파수는 2 Hz일 때가 최적 구동 조건이라고 할 수 있으며, 이 때의 유량은 97 μl/min이다.

최적 구동 조건에서 펌프 작동시 평균 유효 토출 부피가 0.8 μl이고 2 절에서 구한 유로 및 밸브 입·출구의 사공간의 부피가 3.8 μl이므로 압축율은 약 0.2이다. 이 압축율은 자기 프라임 조건을 만족한다[12].

마이크로 펌프는 유량 특성 외에 수명이 중요한 요소이며, 화학물 분석기나 면역 분석기에 사용될 경우, 액체 시료의 온도변화가 작아야 한다. 특히, 생물학 시료는 대개 40 °C 이하로 유지되어야 하는 제한이 있다. 마이크로 펌프의 작동 수명을 측정하기 위해 최적 구동 조건 (전압 8 V, 듀티비 70 %, 주파수 2 Hz)의 구동 전압을 약 30분간 인가하였으며, 최대 유량을 유지하면서도 장시간의 구동이 가능함을 알 수 있었다. 또한, 펌프가 작동할 때 히터에서 발생된 열이 액체 시료에 미치는 영향을 간접적으로 보기 위해 펌프를 최적 구동 조건 (전압 8 V, 듀티비 70 %, 주파수 2 Hz)에서 작동시키면서 펌프 각 부분의 온도를 비접촉식 적외선 온도계 (RAYNGER PM - RAYRPM3L3)로 측정하였다. 그림 12는 측정된 펌프 각 부분의 온도를 나타낸다. 수온은 비이커 표면에 적외선을 조사하여 측정하였으며, 출구 온도는 밸브와 모세관이 만나는 지점의 모세관 표면 온도이다. 공급되는 액체 표본 시료 (H₂O)의 수온이 18 °C일 때,

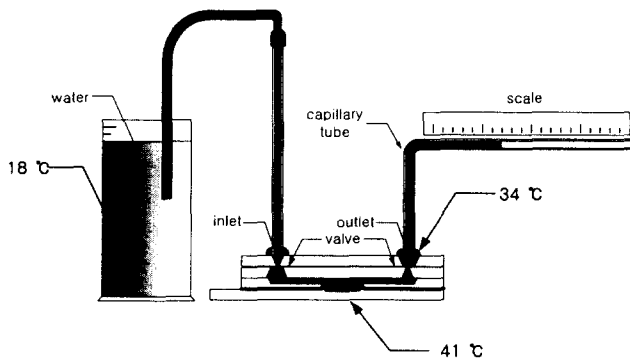


그림 12 펌핑 시 펌프의 온도
 (입력 전압 : 8 V, Duty ratio : 70 %, 주파수 : 2 Hz, 실온 : 22 °C)
 Fig. 12 The temperature of the micropump during the peration

히터 뒷면은 41 °C, 출구의 온도는 34 °C이다. 실제 시료의 온도와 비이커 또는 모세관 표면의 온도와의 차이를 확인하기 위해, 시료가 담긴 비이커에 수은 온도계를 넣은 상태에서 시료 온도를 변화시키며 적외선 온도계로 비이커 표면의 온도를 측정하고 수은 온도계로 측정한 값과 비교하였다. 실제 시료의 온도는 15 ~ 50 °C의 온도 범위에서 적외선 온도계로 비이커 표면을 측정한 온도보다 3.5 °C 만큼 낮음을 확인하였다. 따라서, 출구 측 모세관 내의 시료온도는 약 30 °C로 추정되며, 40 °C의 제한 온도보다 훨씬 낮으므로 가열로 인한 영향은 심각하지 않다고 할 수 있다.

5. 결 론

본 논문에서는 미량의 분석 액체를 정량적으로 공급할 수 있는 마이크로 펌프를 제작하고 시험하였다. 마이크로 펌프는 역류를 방지하기 위한 알루미늄 플랩 밸브와 작동액의 상변화로 구동되는 실리콘 리버막으로 구성된다. 구동기와 플랩 밸브를 접합한 후, 구동기를 작동시키지 않은 상태에서 알루미늄 플랩 밸브의 순·역방향 유량 특성을 측정하였으며, 입·출구 압력차가 없을 때, 마이크로 펌프의 성능 시험을 하였다. 마이크로 펌프의 최대 유량은 입력 전압이 8 V, 듀티비가 70 %, 주파수가 2 Hz일 때 97 µl/min이다. 또, 이 조건에서 펌프를 구동하면서 펌프 각 부분의 온도를 측정하였고, 구동기에서 발생된 열이 액체에 미치는 영향은 심각하지 않음을 확인하였다. 본 논문에서 제작된 마이크로 펌프는 초소형 면역분석기에 소량의 분석 시료 액체를 정량적으로 공급하고 제어할 수 있으며 집적화가 가능하다.

향후, 알루미늄 플랩 밸브의 피로누적으로 인한 파괴를 막기 위하여 파릴린과 같은 폴리머 코팅을 수행할 계획이며 유체와 상변화 작동액을 분리하는 막으로 실리콘 리버를 사용하였으나 이 재료는 방수성이 좋지 않으므로 완전한 방수를 위하여 다른 재료를 사용하거나 적절한 방수막을 코팅하거나 증착할 계획이다.

감사의 글

본 연구는 한국과학재단이 지원하는 마이크로/나노 시스템 집적화 연구센터의 초소형 면역분석기 개발과제(97K4-0900-00-01-3과제)의 연구비 지원에 의한 연구로서, 관계부처에 감사드립니다.

참 고 문 헌

- [1] E. H. Yang, S. S. Yang and O. C. Jeong, "Fabrication and Electrostatic Actuation of Thin Diaphragm," *KSME Int. Journal*, vol. 12, no. 2, pp. 161-169, 1998.
- [2] 지영훈, 양상식, "압전폴리머 구동기를 이용한 마이크로 펌프의 제작 및 시험," *아주대학교 공학연구소 논문집*, pp. 133-140, 1997. 2.
- [3] 김영수, 양상식, "실리콘 박막을 이용한 마이크로펌프의 제작 및 성능시험," *대한전기학회 논문지*, 46권 7호, pp. 1135-1140, 1997. 7.
- [4] O. C. Jeong and S. S. Yang, "Fabrication of a Thermo-pneumatic Micropump with a Corrugated p+ Diaphragm," *Proceedings of the International Conference on Solid-State Sensors and Actuators*, Japan, pp. 1780-1783, 1999.
- [5] W. K. Schomburg, R. Ahrens, W. Bacher, S. Engemann, P. Krehl and J. Martin, "Long-Term Performance Analysis of Thermo-Pneumatic Micropump Actuators," *Proceedings of the International Conference on Solid-State Sensors and Actuators USA*, pp. 365-368, 1997.
- [6] S. H. Ahn and Y. K. Kim, "Fabrication and Experiment of a Planar Micro Ion Drag Pump," *Sensors and Actuators*, A70, pp. 1-5, 1998.
- [7] W. L. Benard, H. Kahn, A. H. Heuer and M. A. Huff, "A Titanium-Nickel Shape-Memory Alloy Actuated Micropump," *Proceedings of the International Conference on Solid-State Sensors and Actuators*, USA, pp. 361-364, 1997.
- [8] 이상우, 정옥찬, 양상식, "전기분해 방식 구동을 이용한 초소형 주사기 제작," *대한전기학회 논문지*, 47권, 10월호, pp. 1780-1785, 1998. 10.
- [9] S. Bohm, W. Olthuis and P. Bergveld, "An Electrochemically Actuated Micropump for use in a 'Push-Pull' Microdialysis Based In-Vivo Monitoring System," *Proceedings of the International Conference on Solid-State Sensors and Actuators*, Japan, pp. 880-881, 1999.
- [10] F. G. Tseng, C. J. Kim and C. M. Ho, "A Novel Microinjector with Virtual Chamber Neck," *Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems Workshop*, pp. 57-62, 1998.
- [11] X. Yang, C. Grosjean, Y. C. Tai and C. M. Ho, "A MEMS Thermopneumatic Silicone Membrane Valve," *Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems*

Workshop, pp 114-118, 1997.

[12] R. Linnemann, P. Woias, C.-D. Senfft, and J. A. Ditterich, "A Self-Priming and Bubble-Tolerant Piezoelectric Silicon Micropump for Liquid and Gases," *Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems Workshop*, pp. 532-537, 1998.

[13] 심우영, 이상우, 양상식, "비등 방식 및 SPE를 이용한 전기 분해형 마이크로 구동기의 제작 및 시험," 대한전기학회 MEMS 연구회 학술발표회 논문지, pp. 261-270, 1998.

저 자 소 개



심우영 (沈愚英)

1973년 10월 24일 생. 1998년 아주대 전자공학부 졸업(학사). 현재 동 대학원 석사과정. 주관심분야 : Medical-MEMS, Bio-MEMS, Micro Power Supply, Micro Robotics
Tel : 0331-219-2488, Fax : 0331-212-9531
E-mail : wooral@mems.ajou.ac.kr



이상우 (李相雨)

1974년 12월 1일 생. 1998년 아주대 대학원 제어계측공학과 졸업(석사). 현재 동 대학원 박사과정. 주관심분야 : Bio-MEMS, Micropump, Pressure Sensor
Tel : 0331-219-2488, Fax : 0331-212-9531
E-mail : lswlove@mems.ajou.ac.kr



양상식 (梁翔植)

1958년 1월 16일 생. 1980년 서울대 공대 기계공학과 졸업. 1983년 동 대학원 기계공학과 졸업(석사). 1988년 U. C. Berkeley 졸업(공학박사). New jersey Institute of Technology 연구 조교수. 현재 아주대 공대 전자공학부 교수. 주관심분야 : 마이크로 소자의 Mechanism과 Actuation, Motion Control과 Nonlinear Control
Tel : 0331-219-2481, Fax : 0331-212-9531
E-mail : ssyang@madang.ajou.ac.kr