

체크밸브가 달린 열공압 방식의 PDMS-유리 마이크로 펌프에 관한 연구

고용준* · 조 웅* · 안유민 †

(2007년 11월 6일 접수, 2008년 8월 8일 수정, 2008년 8월 25일 심사완료)

A Study About PDMS-Glass Based Thermopneumatic Micropump Integrated with Check Valve

Young-June Ko, Woong Cho and Yoomin Ahn

Key Words : Thermopneumatic Micropump(열공압 마이크로펌프), PDMS Micro Check Valve(PDMS 마이크로 체크밸브), Detachable PDMS-Glass Micropump(분리식 PDMS-유리 마이크로 펌프)

Abstract

Microfluidic single chip integrating thermopneumatic micropump and micro check valve are developed. The micropump and microrvalve are made of biocompatible materials, glass and PDMS, so as to be applicable to the biochip. By using the passive-type check valve, backward flow and fluid leakage are blocked and flow control is stable and precise. The chip is composed of three PDMS layers and a glass substrate. In the chip, flow channel and pump chamber were made on the PDMS layers by the replica molding technique and pump heater was made on the glass substrate by Cr/Au deposition. Diameter of the pump chamber is 7 mm and the width and depth of the channel are 200 and 180 μ m, respectively. The PDMS layers chip and the heater deposited glass chip are combined by a jig and a clamp for pumping operation, and they are separable so that PDMS chip is used as a disposable but the heater chip is able to be used repeatedly. Pumping performance was simulated by CFD software and investigated experimentally. The performance was the best when the duty ratio of the applied voltage to the heater was 33%.

1. 서 론

최근 생명공학 분야는 차세대 핵심산업으로써 많은 관심이 집중 되고 있으며 여러 학문과의 융합이 진행되고 있는 분야이기도 하다. 특히 반도체 기술을 바탕으로 초미세 센서와 액추에이터 등의 마이크로 디바이스를 제작하는 멤스(MEMS, microelectromechanical systems) 기술과의 접목이 활발하여 바이오멤스(Bio-MEMS) 라는 새로운 학문 분야가 활발히 연구 중이기도 하다.^(1,2) 그 중에서 마이크로펌프는 바이오멤스의 미세유체 분야에서 핵심적인 요소이다. 약물전달이나 복잡한 바이오

물질을 분석하는 바이오칩과 같은 마이크로 시스템에서 마이크로 펌프를 활용하여 보다 향상된 결과를 가져올 수가 있다.^(3,4) 지금까지 보고된 마이크로펌프는 일반적으로 박막(membrane)과 전기장(electric field)에 의해서 유동이 제어되는 두 가지 형태로 나뉜다. 그 중 박막형태는 Zengerle 등⁽⁵⁾에 의해 처음 제작이 되었다. 처음 제작된 마이크로 펌프는 전기작용(electric action)에 의해 박막이 구동되었고, 수동 외팔보 밸브(passive cantilever valve)를 사용하였다. 반면, Gerlach⁽⁶⁾와 Olsson 등⁽⁷⁾은 압전기(piezoelectricity)를 이용하여 박막을 구동하였고 동적(dynamic) 수동밸브를 사용하였다. 전기장을 이용한 마이크로펌프로서, 전기동유체(electrohydrodynamic, EHD) 방식이 Richter 등⁽⁸⁾에 의해 제작되었고, 전기삼투(electroosmotic) 방식은 Jacobson⁽⁹⁾ 등에 의해 개발되었다.

* 한양대학교 대학원 기계공학과

† 책임저자, 회원, 한양대학교 기계공학과

E-mail : ahnym@hanyang.ac.kr

TEL : (031)400-5281 FAX : (031)406-5550

현재까지 연구된 이러한 마이크로펌프들은 반도체 공정에 주로 쓰이는 실리콘을 주재료 하여 제작되어 왔다. 마이크로펌프, 마이크로밸브, 마이크로채널 등을 바이오칩에 사용하기 위해서는 생화학적으로 안정한 재료로 만들어져야 한다. 그리고 바이오칩의 사용시 시료의 오염을 피하기 위해서는 칩을 일회용으로 만드는 것이 바람직하다. 또한 시료과 시약 등의 반응 검출을 용이하기 위해서는 칩 재료가 광 투과성이 좋아야 하며, 대량생산에도 용이해야 한다. 그러나 실리콘을 주재료로 하는 마이크로펌프들은 위의 조건에 적합하지 않다. 특히 실리콘 칩의 제작단가가 높기 때문에 제작 단가를 낮추려는 연구들이 시도되었다. 즉, 낮은 제작비용과 생화학적 안정성을 만족하는 마이크로펌프를 개발하고자 투명한 중합체(polymer) 계열을 주재료로 하는 연구가 있었지만, 아직 일회용으로 사용하기에는 만족할 만한 결과를 얻어내고 있는 실정이다.⁽¹⁰⁾

이 논문에서는 중합체인 PDMS(polydimethylsiloxane)를 주재료로 하면서 일회용으로 적합한 열공압식 마이크로펌프를 제안하고자 한다. 펌프에 마이크로 체크밸브를 장착하여 안정된 유체 흐름을 가능케 하였으며, 실리콘 위주의 마이크로펌프에 못지않는 성능을 가지는 마이크로펌프를 설계하고 제작하였다. 또한 일회용으로 사용될 수 있도록, 제작비용이 많이 드는 히터등의 마이크로펌프 구동부 만든 칩 내의 생화학 시료가 흘러가게 되는 챔버 및 채널 부위와 분리 및 탈착이 가능하여 재사용될 수 있도록 마이크로칩을 고안하였다.

2. 마이크로펌프의 설계 및 제작

PDMS 와 유리 위주로 설계된 마이크로펌프의 개략도를 Fig. 1 에 나타내었다. 작동 원리는 유리 기판 위에 형성된 마이크로히터에 전압이 인가되면 히터 전기저항에 의해 열이 발생하게 되고 히터챔버 내 공기는 온도상승에 따라 팽창하여 히터 챔버 위의 PDMS 박막을 위쪽으로 변형시키게 된다. 이 때에 PDMS 박막 위쪽에 위치하고 있던 시료가 펌프챔버 밖으로 배출되게 된다. 그리고 인가되었던 전압을 끊으면 박막이 원위치로 복원되고 챔버 안으로 시료가 유입되게 된다. 이때에 체크밸브를 펌프챔버에 연동시켜 유체가 한쪽 방향으로 유동될 수 있도록 설계가 하였다. 체크밸브의 작동은 Fig. 1(c)처럼 유체흐름의 순방향으로 유체가 유입되면 유체의 압력에 의해 PDMS 밸브박

막에 처짐이 발생하면서 밸브시트(seat)와 밸브박막 사이가 벌어져 밸브가 열리고 유체흐름의 역방향으로 유체가 유입되면 유체 압력에 의해 밸브박막이 밸브시트에 밀착되어 밸브가 닫히는 원리로 설계되어 이루어진다.

히터챔버 아래의 금속박막 히터는 유리기판 위에 크롬 및 금(Cr/Au) 박막을 열기상 증착법(thermal evaporator)으로 증착하여 제작하였다. 파이렉스(pyrex 7740, Dow Corning, U.S.) 유리 웨이퍼를 기반으로 그 위에 크롬 및 금 금속박막을 200/1000Å 의 높이로 증착시키고, 사진식각법(photolithography)을 이용해 박막층을 히터전선 형상으로 만들어 히터 유리칩을 제작하였다. 히터 유리칩 위쪽으로는 음성후막감광제(SU-8)를 이용한 복사형틀법(replica molding)으로 챔버와 체크밸브, 채널 등의 PDMS 칩을 형성하였다. PDM 칩은 총 3 개의 층으로 이루어지는데 각각의 층들은 산소 플라즈마(plasma) 표면처리에 의해 접합되었다. 이때 체크밸브 역할을 하는 부위의 영구적인 접착을 막기 위해 PDMS 박막과 밸브 입구가 맞닿는 부위에

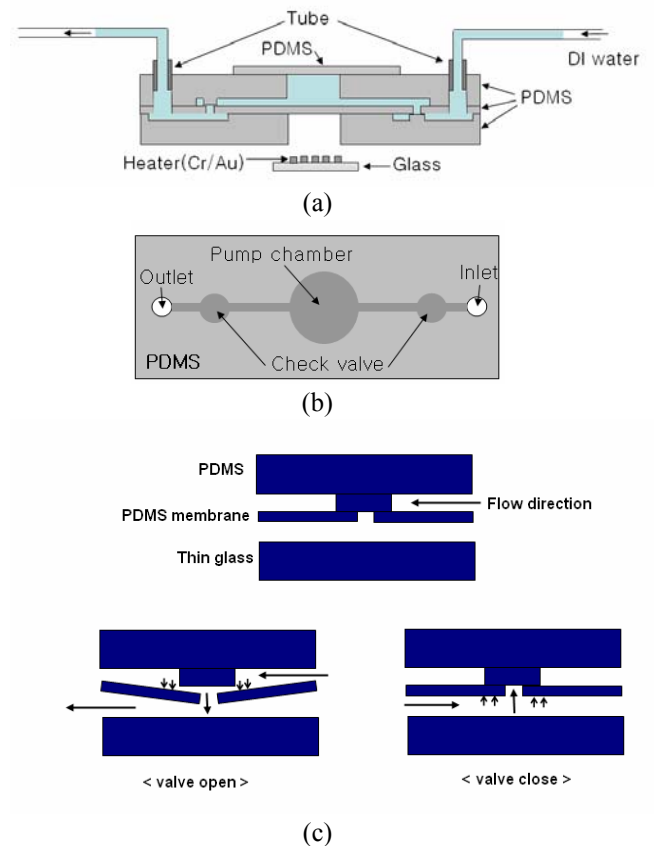


Fig. 1 Configuration of the microfluidic system integrating the micropump and check valve: (a) cross sectional and (b) top view of the microfluidic system, (c) check valve of the system

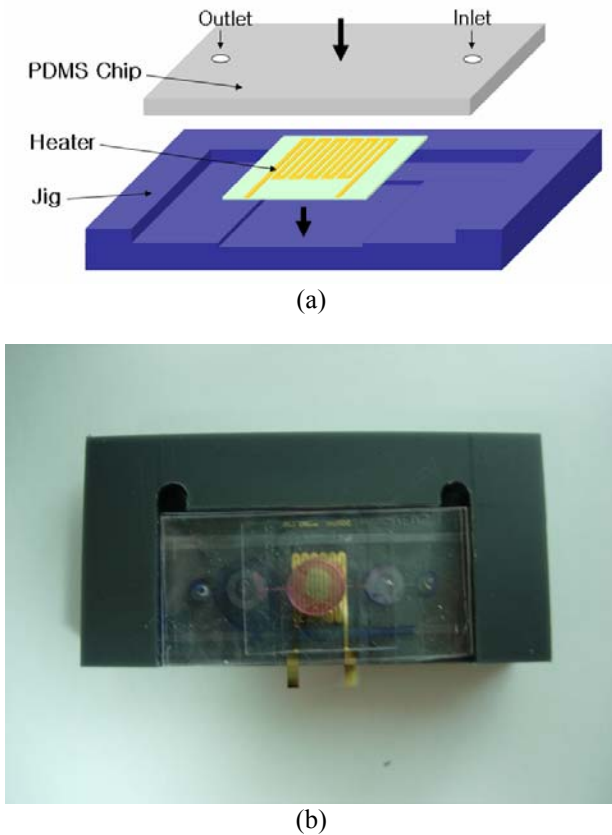


Fig. 2 (a) Schematic of separable thermo-pneumatic actuated micropump system and (b) photograph of the fabricated chip

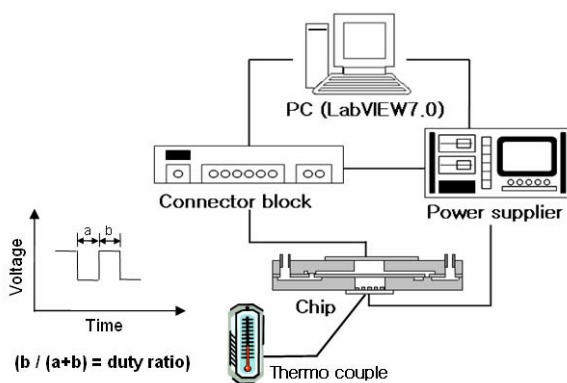


Fig. 3 Schematic diagram of control system

플라즈마 표면처리시 국부적인 가리기 (masking) 작업을 수행하였다. 끝으로 유체의 주입 구(inlet)와 유출구(outlet)는 PDMS 칩의 가장 위층에 직경 1mm의 구멍을 기계적 펀칭(punching)으로 생성한 후 내경 0.8mm의 관(tygon tube)을 연결하였다. 제작된 마이크로펌프의 챔버 직경과 높이는 각각

7mm, 2mm 이고, 채널의 폭과 높이는 각각 200 μ m, 180 μ m 이다. 그리고 PDMS 박막의 두께는 300 μ m 이다.

마이크로펌프의 유망한 용도 중에 하나가 약물 전달 장치에의 적용이다. 지금까지 보고된 약물 전달용 마이크로펌프들의 최대 유량은 약 3500~0.1 μ l/min 이다.⁽¹¹⁾ 본 연구에서의 적정 최대 유량을 1000 μ l/min 로 설정하였을 경우, 이러한 유량을 내기 위한 펌프 박막의 처짐량이 펌프 작동 주파수 1.0Hz 에 대해서 대략 1.3mm 로 계산되어진다. 원형 박막 양면에 압력차 ΔP 가 작용될 경우에 박막 중심의 최대 처짐량 w 는 재료역학적으로 식 (1)과 같이 구할 수가 있다.

$$w = \sqrt[3]{\frac{3r^4(1-\nu)\Delta P}{8tE}} \quad (1)$$

식 (1)에서, r 은 박막 반지름, t 는 박막 두께, E 는 탄성계수, ν 는 푸와송비이다. 탄성계수와 푸와송비가 각각 0.75MPa, 0.5 인 PDMS⁽¹²⁾에 대해서, w 가 1.3mm 인 경우 ΔP 는 약 175 mbar 로 계산되어진다. 또한 챔버 안의 공기를 이상기체로 가정한다면, 박막 처짐량과 공기 온도 상승량 ΔT 과의 관계식은 다음과 같다.⁽¹³⁾

$$\Delta T = T_o \left[\frac{P_a}{P_o} \left(1 + \frac{w}{2h} \right) - 1 \right] \quad (2)$$

T_o 와 P_o 는 외기 온도와 압력이며, P_a 는 챔버 안 압력, h 는 챔버 높이이다. 식 (2)으로부터, 앞서 구한 처짐량과 압력차에 대해서 외기온도가 20 $^{\circ}$ C 일 때에 챔버 내 온도가 약 32 $^{\circ}$ C 로 예측 되어진다. PDMS 의 재료성질이 유지되는 온도가 -50~200 $^{\circ}$ C 정도이므로 제작된 펌프가 안정적으로 작동될 수 있으리라 보여진다.

일회용 칩으로 사용하기 위하여 히터 유리칩을 PDMS 칩과 분리하여 제작함으로써 전체 제작공정을 단순화하고 전체 마이크로펌프 칩의 단가를 낮출 수 있도록 하였다. 이와 같은 분리형 칩 시스템의 개략도와 실제 제작된 마이크로펌프 칩을 각각 Fig. 2(a)와 (b)에 나타내었다. Fig. 2(a) 처럼, 제작된 PDMS 칩과 히터 유리칩을 영구 접합하지 않고 제작된 치구(jig)와 조임구(clamp)를 이용하여 일시적으로 결합시키는 방법을 구현하였다. 이를 통하여 칩 제작비의 상당부분을 차지하는 마이크로히터의 재활용이 가능하게 하였다. 금속 박막 히터를 증착법으로 제작할 때마다 동일한 증착조

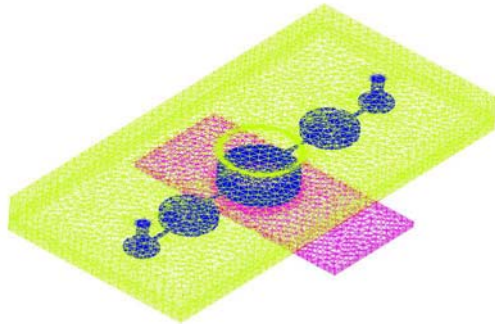


Fig. 4 Modeling of thermo-pneumatic micropump

건에서도 히터 저항이 조금씩 달라져서 히터 칩들 사이에 저항열 온도편차가 발생하는 문제가 있는데, 히터칩을 반영구적으로 사용함으로써 이러한 문제도 해결할 수 있었다.

3. 실험장치

Fig. 3 은 마이크로펌프를 구동하고 측정하기 위한 실험장치의 개략도이다. 실험장치는 시스템을 제어하는 개인용전산기(PC)에 전원공급기(E3631A, Agilent Technology, U.S.), 신호처리기(connector block: SC2345, National Instrument, U.S.), 그리고 마이크로펌프 칩을 연결하여 구성하였다. 펌프 시스템의 제어계측을 위해서 개인용전산기에서 실행되는 LabVIEW 7.0 (National Instrument, U.S.) 상용프로그램을 사용하였다. 실험장치의 구동원리는 먼저 LabVIEW 프로그램으로 개인용전산기의 데이터 수집보드 (PCI-6024E, National Instrument, U.S.)을 통해 원하는 주파수와 듀티비(duty ratio; Fig. 3 참조)의 직류 펄스전압 신호를 신호처리기로 보낸다. 그리고 신호처리기를 통해 여과(filtering)된 신호가 전원공급기에 보내져 최대 20V 까지 조절된 전압이 설정된 주파수와 듀티비에 따라 히터전극에 인가된다. 전압이 히터에 인가되면, 주울(Joule) 열에 의해 히터의 온도가 올라가게 된다.

히터챔버 내의 공기온도를 측정하기 위해서 칩에 미세한 구멍을 내고 히터챔버 내에 열전대(thermocouple)을 직접 꽂아 넣어 장착하였다. 온도를 측정하는 팁(tip)의 직경은 500 μ m 로 펌프 칩에 직접 적용할 수 있도록 제작하였다. 측정범위가 -200 $^{\circ}$ C ~ 1000 $^{\circ}$ C 인 K 형(type) 열전대가 사용되었다. 제작된 마이크로펌프의 성능은 시린지(syringe)

Table 1 Material properties used in the simulation

	$\kappa(\text{W m}^{-1} \text{K}^{-1})$	$\rho(\text{kg m}^{-3})$	$C^{heat}(\text{J kg}^{-1} \text{K}^{-1})$
Au ^a	301	19320	132.3
PDMS ^b	0.17	1050	1300
Air	0.0262	1.161	1007

^a Heating resistor based on mainly Au

^b Product information from Sylgard 184 Elastomer of Dow Corning Corp

펌프로 마이크로칩의 채널과 챔버 내에 탈이온수(deionized water)를 먼저 채워놓은 후에 펌프를 작동시키면서 측정하였다. 펄스 사각파인 인가전압을 4, 7, 10, 13, 16, 19 V 로, 그리고 듀티비는 10, 33, 55%, 펄스 주파수는 0.1, 0.3, 0.5Hz 로 변화시키면서, 제작된 칩에서의 펌프 성능을 실험하였다. 펌프 작동에 의해 이송되는 시료의 유량을 구하기 위해서, 마이크로펌프가 작동되는 동안 유출구에 연결된 칩 밖의 관 부위에서 시료가 이동되는 양을 측정 하였다. 유출구로부터 연결된 외부 관 내로 유체가 이동한 거리에 관 내부의 유동방향 수직 단면적을 곱한 값을 측정 시간으로 나누어 유량을 계산하였다. 이때 마이크로펌프를 30 분 동안 구동시켜 유량을 측정하고 단위 시간당 평균유량(μ l/min)으로 계산하였다.

4. 수치해석

마이크로 펌프 칩의 구동과 성능을 예측하기 위하여 전산유체역학 상용프로그램(CFD ACE+, ESI Group, France)를 이용하여 인가 전력에 따른 히터챔버 내부의 온도변화와 챔버 온도변화에 따른 PDMS 박막의 휨 변형을 시뮬레이션하였다. 칩은 Fig. 4 와 같이 88536 개의 prisms-hexahedra 메시체(mesh)를 이용하여 모델링(modeling) 하였다. 시뮬레이션 수행 시, 칩 채널 내 시료는 탈이온수로 가정하였다. 그리고 탈이온수, PDMS, 그리고 유리기관의 열전도율은 각각 0.613, 0.17, 1.13 W/m-k 로 가정하였다. 히터에서의 열 발생은 벽열원(wall heat source) 형태로 가정하였다. 열공압펌프 작동에 대한 열전달 시뮬레이션을 할 때에 칩 내부에서의 열전도와 칩 표면에서 외부공기로의 대류 열전달을 고려하였다. 열원으로 유리기관, PDMS 층들 및 박막, 그리고 챔버들 내의 공기와 액체 들로의 전도 현상을 해석하였지만, 챔버 안의 공기 및 액체 내에서의 대류 현상은 무시하였다. 외부공기는 실온 20 $^{\circ}$ C 로 가정하였으며, 칩 표면으로부터의 복사열은

무시하였다. 가정한 대류 열전달계수 값은 $10 \text{ W/m}^2\text{-}^\circ\text{C}$ 이다. 해석계는 히터 저항에 의해 열이 발생되고 다시 히터챔버 내 공기 열팽창에 의해 PDMS 박막이 기계적 변형을 일으키는 시스템이므로 연성열기계계(coupled thermo-mechanical system)로 해석하였다. 수치해석에 사용된 칩 재료 및 대기의 열전도율(thermal conductivity; κ), 밀도(material density; ρ), 비열 (specific heat; C^{heat}) 들은 Table 1 과 같다.

히터에서 발생하는 열은 인가된 전력 과 히터 면적에 의해 계산된다. 이렇게 계산된 열에 의한 PDMS 박막의 변형을 연성열기계 해석법을 이용하여 계산하였다. Fig. 5 는 마이크로 히터의 발열에 의해 펌프챔버 내의 온도가 높아짐에 따라 변화되는 PDMS 박막 중앙부위의 최대 처짐량을 수치해석으로 구한 결과이다. 결과를 보면 챔버 내의 온도가 약 40°C 미만일 때는 박막의 변형이 일어나지 않다가 약 40°C 이상에서 변형이 시작되는 것을 알 수 있다. 온도가 올라감에 따라 박막 처짐량은 비선형적으로 크게 증가되는 것으로 시뮬레이션되었다.

칩 히터에 인가한 전력에 따른 히터 챔버 내의 온도 변화는 Fig. 6 과 같다. 시뮬레이션 해석 결과와 열전대를 펌프챔버 내에 부착하여 측정 한 온도를 비교하여 표시하였다. 처음 30 초 동안은 히터에 7.2W 의 전력이 입력되었고 이후에는 90 초 동안 20°C 의 실온 대기에서 자연대류에 의해 칩이 냉각되는 상태이다. 시뮬레이션과 실험이 근사한 결과를 보이는 데, 모두 챔버온도가 53°C 부근까지 빠르게 승온되었고 이후에는 완만한 속도로 냉각되었다. Fig. 6 에서, 마이크로펌프 히터챔버의 승온속도와 냉각속도는 각각 약 0.9°C/s , 0.2°C/s 이다.

열공압 펌프에서 히터 인가전압의 듀티비는 중요하게 작용한다. 만약 PDMS 박막이 변형되었다가 다시 제 위치로 복원되기 전에 다시 히터의 열원에 의해 변형된다면 마이크로펌프에 의해 이송되는 유량은 일정치 못하게 된다. 이는 정확한 유량 제어를 방해하는 요소가 될 수가 있다. 따라서 인가 전압의 듀티비를 결정할 때에 고려해야 될 것이 히터챔버의 승온 및 냉각 속도비이다. 또한 PDMS 박막이 변형되기 시작하는 히터챔버 내의 온도를 고려하여야 한다. 시뮬레이션 결과에 의하면, 약 40°C 이하에서는 박막의 변형이 거의 없으므로 펌프의 효율을 높이기 위해서는 히터챔버의 온도가 40°C 을 최저 온도로 하여 승온 및 냉각되는 것이 바람직하겠다. Fig. 6 에서 박막의 변형이 시작되는 40°C 이상에서의 승온속도와 냉각속도는 각각 0.9°C/s , 0.45°C/s 이다. 이러한 승온 및 냉각 속도를 기준으로

바람직한 듀티비를 계산하면 약 33% 가 된다. 따라서 본 마이크로펌프에서 일정한 유량제어를 위한 히터 인가전압의 최적의 듀티비는 약 33%로 예측되어진다.

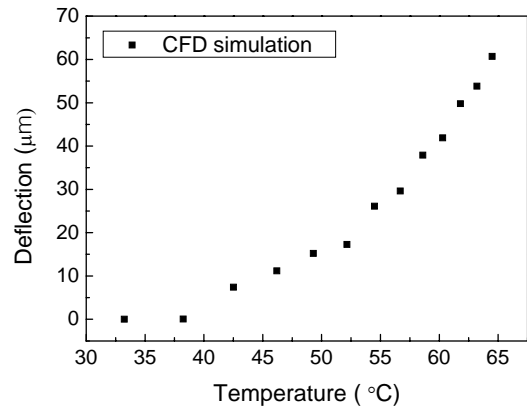


Fig. 5 Relation between maximum deflection of PDMS membrane and temperature of heater chamber.

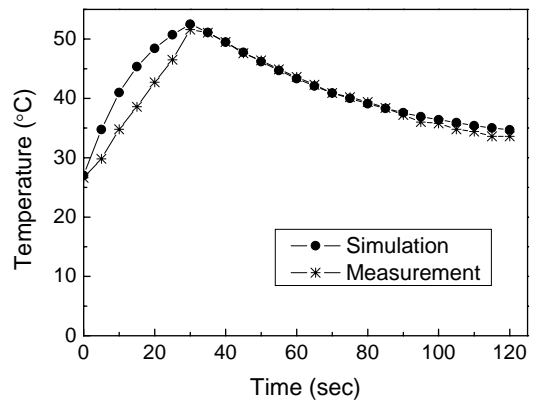


Fig. 6 Comparison between simulation and experimental results of the air temperature in the chamber at applied power of 7.2 W.

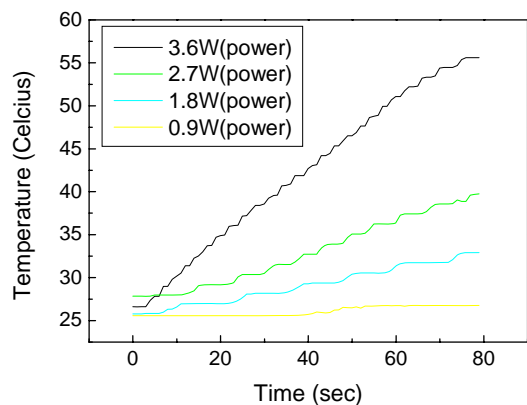


Fig. 7 Relation between applied power and temperature of heater chamber.

그리고 마이크로펌프를 초기 작동할 때에 먼저 마이크로 히터를 가열하여 히터 챔버 내의 온도를 약 40°C로 예열해 주는 것이 바람직하겠다.

5. 결과 및 토의

Fig. 7은 인가되는 전력에 따라 마이크로펌프 칩의 히터 부위에 발생하는 열을 열전대를 칩의 히터챔버 안쪽에 부착하여 측정한 그래프이다. 인가전력이 두 배씩 증가할 때 마다 히터부위의 온도도 선형적으로 2 배씩 증가하였다. 이는 PDMS 박막의 변형을 결정하는 히터챔버 내의 온도가 인가되는 전력량과 시간에 따라 선형적으로 제어될 수 있음을 의미한다. 체크 밸브가 제대로 작동하는 가를 알아보기 위해서 일반 주사기로 탈이온수를 칩에 주입을 시도한 결과, 정방향으로는 가능하였으나 역방향으로는 불가능하였다.

듀티비가 50%일 때에, 인가되는 히터전력에 따른 유체의 이송량을 측정한 결과는 Fig. 8과 같다. 전반적으로 히터 인가전력이 커질수록 유량은 증가된다. 히터전력이 커질수록 챔버온도 상승에 따른 챔버압력이 증가되어 박막 변형이 커지게 되므로 유량이 많아지게 된 것이다. Fig. 8의 측정결과, 인가전압 펄스 주파수에 따른 유량의 변화가 인가되는 전력에 따라서 다른 경향을 나타내었다. 인가전력이 약 4.0W 미만일 때에는 주파수가 증가함에 따라 유량이 증가하였다. 반면, 인가전력이 약 4.0W 이상일 때에는 주파수가 0.3Hz 일 때에 유량이 가장 크고, 주파수가 이보다 작거나 클 때에는 상대적으로 유량이 작다. 즉, 각기 크기가 다른 인가전력에 대해서 최고의 유량을 보이는 최적의 인가전압 주파수가 존재하는 것으로 측정되었다. 이와 유사하게, 실리콘 박막과 폴리이미드 (polyimide) 박막을 이용한 열공압 마이크로펌프 경우에 펄스전압 주파수가 증가함에 따라 펌프유량이 증가하다가 최대치에 도달한 후에는 감소되는 것이 보고되었다.^(13,14) 이는 Fig. 6의 해석결과에서처럼 히터전력이 인가 및 비인가 되는 시간에 비례해서 히터챔버 온도가 비선형적으로 올라가고 내려가는 현상과 관련이 있다고 여겨진다. 특히, 높은 주파수에서는 펌프챔버 박막의 변형을 원상태로 되돌리는 챔버온도 냉각의 응답이 빠르게 이루어지지 못해 일어난 결과라 여겨진다.

효율적인 펌프작동을 위해서는 열공압에 의해 변형되었던 펌프챔버 박막이 자연냉각에 의해 제자리로 되돌아 올 수 있는 승온시간에 대한 상대적 냉각시간 즉, 듀티비를 찾는 것이 중요하겠다. Fig. 9는 인가전압 펄스주파수가 0.1Hz일 때에, 듀티비에 따른 유량의 변화를 측정한 결과이다. 듀

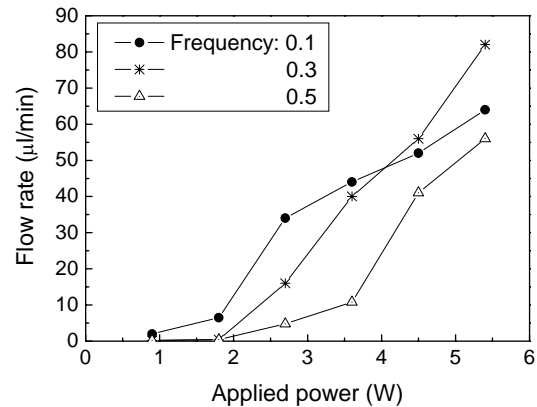


Fig. 8 Flow rate as a function of the frequency and applied power (duty ratio: 50%)

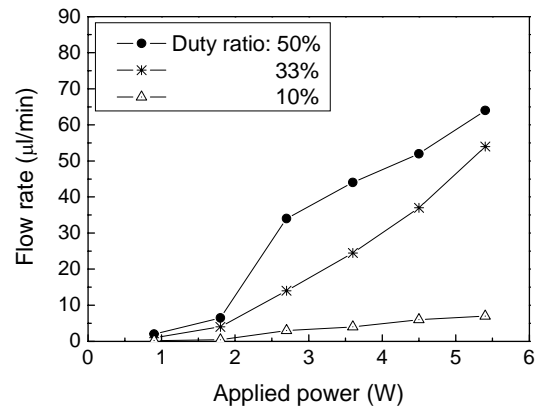


Fig. 9 Flow rate as a function of duty ratio and applied power (frequency: 0.1Hz).

티비가 커짐에 따라 유량은 증가하며, 역시 인가전력 증가에 따라 유량이 증가한다. 듀티비가 50%인 경우에는 인가되는 전력에 증가에 따른 유량 증가율이 일정하지 않는 경향을 보이고 있다. 듀티비가 33%에서는 상대적으로 높은 50% 듀티비에 비해 유량은 적지만, 인가전력 증가에 대해 유량이 비례적으로 증가하고 있다. 상대적으로 낮은 10%의 듀티비에서는 인가전력에 따른 선형적인 유량증가를 보이고 있지만 유량은 크지 않다. 듀티비가 큰 경우에는 전력 인가시간이 길어져 박막 변형량이 커짐에 따라 유량이 크게 된다. 하지만 전력 비인가 시간이 짧아서 박막변형이 완전히 원상태로 복원이 되지 못해 유량이 일정하지 않게 될 것이다. 반면 듀티비가 작은 경우에는 전력인가 시간이 짧아서 박막 변형량이 적어지고 유량이 크지 않게 된다. 그러나 박막변형이 원상태로 완전히 복원이 되므로 유량은 일정하게 유지 된다. 만약 주파수가 매우 낮아지면 유량은 일

정하지만 매우 작게 유체가 이송될 것이다. 따라서 듀티비가 최적일 때에 유량이 일정하게 제어되 면서 가능한 큰 유량이 발생된다고 하겠다. 그밖에 0.1Hz 주파수에 대해서 최적의 듀티비라 할 수 있는 33%에서는 전력증가에 따른 유량증가 양상이 Fig. 5의 히터챔버 온도증가에 따른 박막 변형량 증가 양상과 유사한 것을 확인할 수가 있다.

본 연구에서 개발한 펌프는 실험결과, 대략 1.0Hz 미만의 주파수에서 50~80 μ l/min 정도의 최대 유량 특성을 보이고 있다. 다른 연구자들이 개발한 체크밸브와 조합된 열공압 마이크로펌프들⁽¹¹⁾의 성능과 비교하여 보면, 먼저 펌프 작동 주파수는 다른 펌프들의 1~5Hz에 비하여 크게 떨어지지 않겠다. 최대 유량은 펌프박막이 실리콘인 경우에 34~55 μ l/min 이고, 폴리이미드⁽¹³⁾일 때에는 530 μ l/min 이다. 따라서, PDMS 박막을 사용한 본 연구 펌프의 유량 성능은 실리콘 박막 경우 보다는 약간 우수하지만 폴리이미드 박막에 비해서는 아직 부족하다고 하겠다.

약물전달용으로의 사용가능 관점에서 볼 때에, 제안된 마이크로펌프는 압전식 등 다른 구동방식으로 작동되는 펌프에 비해 인가전력은 적게 소모되지만 펌프 유량은 낮은 편이다.⁽¹¹⁾ 그리고 실리콘이나 유리에 비해 낮은 탄성계수를 가지는 PDMS를 펌프박막의 재료로 사용함으로써 펌프주파수가 다른 구동방식 펌프에 비해 작다는 단점이 있다. 이러한 단점은 미세한 유량을 제어하는데 다른 구동방식에 비해 성능이 떨어지는 것을 의미한다. 이점을 개선하기 위해서는 펌프의 구동챔버의 크기를 줄여서 구동속도를 향상시켜야 될 것으로 여겨진다. 또한 승온속도에 비해 냉각속도가 크게 떨어지는 점으로 인해 전체적인 구동속도가 떨어지는데, 칩 주위에 냉각 팬 등을 사용하면 냉각속도가 향상 되어질 수 있겠다. 따라서 성능보완을 한다면, 다른 구동 방식의 마이크로펌프들에 비해서 제작이 쉬운 열공압 방식의 펌프를, 특히 제작비가 싸게 드는 PDMS 재료를 가지고 마이크로펌프를 개발하였기에, 저가의 약물전달용 마이크로펌프로서 사용 가능성이 있다고 보겠다.

6. 결 론

본 논문에서는 PDMS를 주재료로 하여 마이크로 체크밸브와 연동되는 열공압형 마이크로펌프를 설계, 제작하였다. 특히, 일회용 바이오칩에 적용하기 위해, 제작비가 상대적으로 많이 드는 펌프 구동 히터부위만 재사용하는 분리형 칩으로 개발

하였다. 유한해석법으로 펌프계를 수치해석하였으며, 히터 인가전압의 펄스주파수와 듀티비에 따른 유량변화를 실험해 보았다. 일반적으로 히터에 인가되는 전력이 클수록 또는 듀티비가 커질수록 펌프유량은 증가되는 경향을 보였다. 하지만 펄스주파수가 증가됨에 따라 유량이 증가된 후에 감소하는 경향을 보였다. 제작된 열공압 펌프의 유량실험에서, 안정된 최적의 성능을 보인 것은 주파수가 0.1Hz 인 경우에 해석결과에 의한 예측과 같이 듀티비가 약 33% 일 때이었다.

후 기

이 논문은 2007년도 2 단계 두뇌한국 21 사업에 의하여 지원되었으며, 이에 관계자에게 감사드립니다.

참고문헌

- (1) Raa, K. Y., Park, J. J., Lee, S. H., Ahn, Y. M., Cho, N. G. and Hwang, S. Y., 2006, "An Electrical Signal Detection System Using Nanoparticle for a Microbiochip," *Trans. of the KSME (A)*, Vol. 30, No. 1, pp. 1~7.
- (2) Cho, C.-H., Cho, W., Ahn, Y. and Hwang, S.-Y., 2006, "PDMS/Glass Serpentine Microchannel Chip for PCR with Bubble Suppression in Sample Injection," *Trans. of the KSME (A)*, Vol. 30, No. 10, pp. 1261~1268.
- (3) Shoji, S. and Esashi, M. "Microflow Devices and Systems," 1994, *J. Micromech. Microeng.* Vol. 4, pp. 157~171.
- (4) Maeng, J.-S. Choi, H.-I. and Cho S.-C., 2003, "Performance Analysis of the Viscous-driven Micropump with Tandem Rotating Cylinders," *Trans. of the KSME (A)*, Vol. 27, No. 9, pp. 1256~1261.
- (5) Zengerle, R., Richter, A. and Sandmaier, H., 1992, "A Micro Membrane Pump with electrostatic actuation," in *Proc. IEEE Micro Electro Mechanical Systems*, Travemünde, Germany, pp. 19~24.
- (6) Gerlach, T., 1997, "Pumping Gases by a Silicon Micro Pump with Dynamic Passive Valves," in *Proc. Transducers 97*, Chicago, U.S., Vol. 1, pp. 357~360.
- (7) Olsson, A., Enoksson, P., Stemme, G., Stemme, E., 1997, "Micromachined Flat-Walled Valveless Diffuser Pumps," *J. Microelectromech. Syst.*, Vol. 6, pp. 161~166.
- (8) Richter, A., Plettner, A., Hofmann, K. A., Sandmaier, H., 1991, "Electrohydrodynamic Pumping and Flow Measurement," in *Proc. IEEE Micro Electro Mechanical Systems*, Nara, Japan, pp. 271~276.
- (9) Jacobson, S. C., Hergenroder, R., Koutny, L. B., Ramsey, J. M., 1994, "Open-Channel Electro-

- chromatography on a Microchip,” *Anal. Chem.*, Vol. 66, No. 14, pp. 2369~2373.
- (10) Woias, P., 2005, “Micropumps—Past, Progress and Future Prospects,” *Sens. Actuators B*, Vol. 105, pp. 28~38.
- (11) Nisar, A., Afzulpurkar, N., Mahaisavariya and B., Tuantranont, A., 2008, “MEMS-based Micropumps in Drug Delivery and Biomedical Applications,” *Sens. Actuators B*, Vol. 130, pp. 917~942.
- (12) Armani, D., Liu, C. and Aluru, N., 1999, “RE-Configuration Fluid Circuits by PDMS Elastomer Micromachining,” in *Proc. IEEE Micro Electro Mechanical Systems*, Orlando, USA, pp. 222~227.
- (13) Wego, A. and Pagel, L., 2001, “A Self-filling Micropump Based on PCB Technology,” *Sens. Actuators A*, Vol. 88, pp. 220~226.
- (14) Van De Pol, F.C.M., Van Lintel, H.T.G., Elwenspoek, M. and Fluitman, J.H.J., 1990, “A Thermopneumatic Micropump Based on Micro-engineering Techniques,” *Sens. Actuators A*, Vol. 21-23, pp 198~202.