

마이크로펌프를 이용한 PCR Chip의 구동

최종필*, 반준호+, 장인배**, 김현영**, 김병희**

Operation of PCR chip by micropump

Jong Pil Choi*, Jun Ho Ban+, In Bae Chang**, Heon Young Kim**, Byeong Hee Kim**

Abstract

This paper presents the fabrication possibility of the micro actuator which uses a micro-thermal bubble, generated by a micro-heater under pulse heating. The valve-less micropump using the diffuser/nozzle is consists of the lower plate, the middle plate, the upper plate. The lower plate includes the channel and chamber are fabricated on high processability silicon wafer by the DRIE(Deep Reactive Ion Etching) process. The middle plate includes the chamber and diaphragm, and the upper plate is the micro-heater. The Micropump is fabricated by bonding process of the three layer. This paper presented the possibility of the PCR chip operation by the fabricated micropump.

Key Words : MicroPump, DNA Chip, PCR Chip, Micro Actuator, Bubble, Heater

1. 서론

MEMS(Micro Electro Mechanical System)란 미세 전기기계시스템을 의미하는 것으로 최근에는 매우 보편화된 기술의 하나로 MEMS 분야에서 개발된 기술들을 기반으로 그 응용분야를 통신, 광학, 디스플레이 등의 분야로 넓혀가고 있다[1]. 특히 생물학, 화학, 의학관련분야 중 의료 생물학 분야에서 미세 시스템을 이용한 유전자 분석 분야 연구가 활발히 이루어지고 있다[2]. 유전자 분석 분야에서 현재 쓰이는 방법에는 많은 비용과 시간, 시료가 요구되어 진다는 문제점 해결한 대안으로 미세 분석 시스템이 제시되고 있다.

이러한 미세분석시스템의 하나로 Lab on a chip system은 시료의 희석, 혼합, 반응, 분리, 정량 등 모든 단계를 하나의 칩 위에서 모두 수행하도록 만들어졌다.

본 논문에서는 DNA chip이나 Lab on a chip을 사용하기 위해서는 칩에 액체 샘플을 넣고 반응물과 혼합하는 등, 칩 사이에서 유체를 조절 할 수 있어야 하므로 이러한 의학생물학적인 미세 시스템에서 유체의 흐름을 제어하기 위해 미세 유동 시스템인 마이크로펌프를 이용하였다[3]. 마이크로펌프는 버블을 이용하여 구동되며 이를 통한 PCR chip 내의 유체의 이동속도 및 압력측정 실험을 통하여 마이크로 유체 시스템의 활용 가능성을 고찰하였다.

* 최종필, 강원대학교 기계메카트로닉스공학과 대학원(jpgon@mail.kangwon.ac.kr)

주소: 200-710 강원도 춘천시 효자2동 강원대학교 기계메카트로닉스공학부

+ 강원대학교 기계메카트로닉스공학과 대학원

++ 강원대학교 기계메카트로닉스공학부

2. 마이크로펌프

2.1 마이크로펌프의 구동원리

Figure 1 에 기본적인 마이크로펌프의 구동원리를 보여주고 있다. 마이크로 히터에 전압을 인가하면 히터에서 발생하는 열로 작동액에 버블이 발생하게 된다. 이는 폐쇄된 챔버 내의 체적 증가와 압력 상승을 가져오게 되어 챔버 하부의 박막을 구동시키고, 전압을 끊으면 버블이 다시 응축되어 박막을 원상태로 돌아온다. 이러한 상변화의 반복과 마이크로 채널의 디퓨저/노즐 효과에 의해 전달 유체는 순방향으로 흐르게 한다.

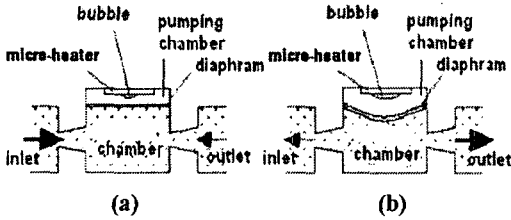
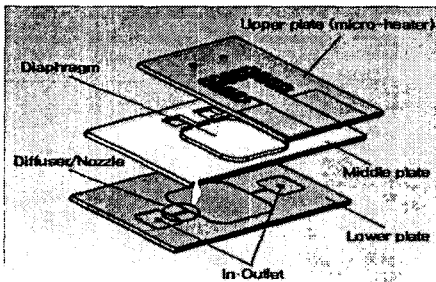


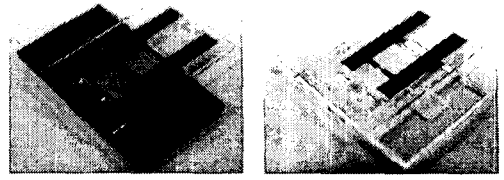
Fig. 1 Operation principle of micropump
(a) bubble collapse (b) bubble expansion

2.2 마이크로펌프의 구조

Fig. 2 (a)는 마이크로펌프의 구조이다. 마이크로펌프는 하판, 중간판, 상판의 3단 접합 구조로 이루어져 있으며 전체 크기는 $20 \times 12 \times 1.7 \text{ mm}^3$ 이다. 하판은 마이크로 채널 부분으로 한쌍의 밸브리스 디퓨저 / 노즐과 중간 챔버로 이루어져 있으며 중간판은 작동액이 채워져 마이크로 히터에 의해 버블을 발생시키는 챔버부분과 상변화를 일으키는 막막 부분으로 이루어진다. 상판은 마이크로 히터로 중간챔버에 작동액을 채우기 위한 홀이 가공되어 있다. Fig. 2 (b) (c) 는 시 제작된 마이크로펌프의 사진이다.



(a) Schematic of micropump

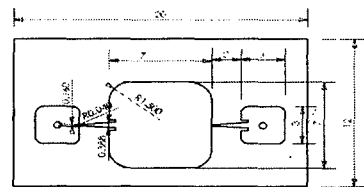


fabricated micro-actuator (b) Silicon; (c) Pyrex
Fig. 2 Structure of micropump

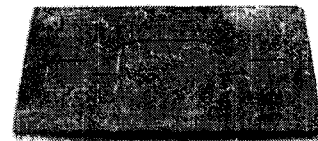
3. 마이크로펌프의 제작

3.1 마이크로 유로 채널

본 연구에서 사용한 마이크로펌프의 하판은 마이크로 채널의 활용도를 높이기 위하여 실리콘과 파이렉스를 반도체 공정의 D.R.I.E와 샌드블라스트 가공을 각각 적용하여 제작하였다[4]. Fig. 4 (a) 는 마이크로 채널의 설계 형상을 보여준다. 하판의 전체 크기는 $20 \times 12 \times 0.5 \text{ mm}^3$ 이며 펌핑을 위한 챔버와 디퓨저 및 노즐부분을 포함하고, 챔버와 유로의 깊이는 $80 \mu\text{m}$ 이다. 디퓨저와 노즐이 시작하는 부분의 폭은 $80 \mu\text{m}$ 이며 끝나는 부분의 폭은 $388 \mu\text{m}$ 이고 시작부분과 끝부분의 직선거리는 $2000 \mu\text{m}$ 인데 이것은 디퓨저의 각도와 점성저항 등에 연관되어 결정되는 중요 인자로 9° 를 이룬다. 디퓨저와 노즐은 챔버의 바닥과 직각 방향을 이루고 있다. Fig. 4 (b) 는 실리콘으로 실제 제작된 하판의 모습이다.



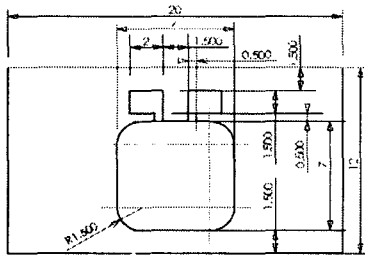
(a) drawing of lower plate.



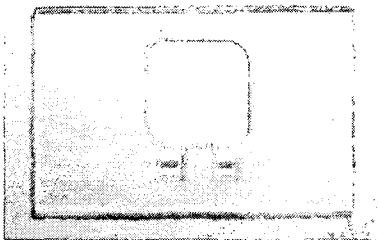
(b) lower plate fabricated by D.R.I.E
Fig. 4 Lower plate of micropump

3.2 중간챔버 및 구동박막

Fig. 5 (a)는 마이크로펌프 중간판의 설계도면으로 전체 크기는 $20 \times 12 \times 0.5 \text{ mm}^3$ 이며, 재질은 파이렉스 7740 (탄성계수 : 7.2 GPa, 열팽창계수 : $3.6 \times 10^{-6}/\text{oK}$)으로 작동 유체인 초순수(D.I. water)로 채워지는 중간챔버와 유체를 주입하기 위한 두개의 채널로 이루어진다. 샌드블라스 가공을 이용하여 0.5t의 파이렉스에 챔버 형상을 관통하고 0.2t 파이렉스와 유리/유리 본딩을 수행하여 제작하였다. Fig. 5 (b)는 제작된 중간판의 형상이다.



(a) drawing of middle plate



(b) middle plate fabricated by sandblasting

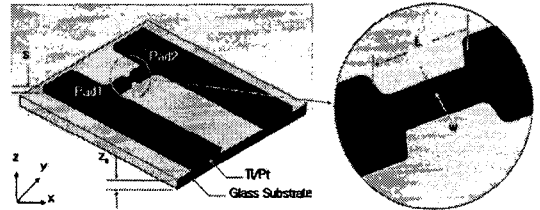
Fig. 5 Middle chamber of micropump

3.3 마이크로 히터

버블을 이용한 마이크로펌프를 제작하기 위해서 무엇보다 우선시 되어야 할 사항이 바로 마이크로 히터의 제작이다. 마이크로 히터의 형상 및 크기에 따라 버블의 발생 패턴을 제어할 수 있음을 확인하였고, 제어가 가능한 버블을 발생시켜야 액츄에이터로서의 역할을 수행할 수 있다[5].

Fig. 6 (a)는 본 연구를 통해 제작된 여러 형태의 마이크로 히터 중 국부적인 부분에 열을 집중시켜 작동액을 슈퍼히팅 시키고, 이로 인해 버블을 발생 시키는 형상을 보여준다. 이는 제어가 가능한 싱글 버블을 생성 시킨다[6]. 마이크로 히터의 제작 과정은 전형적인 MEMS 가공 기술로 4인치 0.5t 파이렉스 표면에 Ti의 접합 강도를 높이기 위하

여 스퍼터로 SiO_2 를 증착한다. P.R(Photo-Resistor) 패터닝 공정을 수행한 후 스퍼터를 이용하여 $\text{Ti}(400\text{\AA}) / \text{Pt}(2000\text{\AA})$ 을 증착하고 리프트-오프 공정을 사용하였다. Fig. 6 (b)는 이를 이용하여 제작된 마이크로 히터이며 Table 1은 마이크로 히터의 슈퍼히팅 되는 부분의 크기변화와 그에 따른 저항값의 변화를 기술하였다. 마이크로 히터의 슈퍼히팅 되는 부분의 크기가 클수록 저항값은 올라가고 작동 전압 및 소비전력 또한 높아지는 특성을 지니고 있다.



(a) drawing of micro heater.



(b) middle plate fabricated by lift-off

Fig. 6 Non-uniform micro heater of Imicropump

Table 1 Characteristics of non-uniform micro-heaters

Number	L(μm)	w(μm)	S(\AA)	Z _h (mm)	R(Ω)
A	100	30	2400	0.5	190
B	500	100	2400	0.5	220
C	700	140	2400	0.5	230
D	1000	200	2400	0.5	260

3.4 마이크로펌프

본 연구의 마이크로펌프는 3단 구조의 적층/접합 구조물로 제작되었다[3]. 하판과 중간판은 유리/유리의 퓨전 본딩, 실리콘/유리의 양극 본딩 등과 같이 중간 개재물층 없이 이루어지는 접합이며 중간판과 상판의 접합시에는 PDMS(Poly-Di-Methyl-Siloxane)를 이용하여 접합을 수행하였다. Fig. 7은 마이크로펌프의 접합공정도이며 상판의 경우 작동액을 주입 한 후 UV 경화제를 사용하여 구멍을

밀봉하였다. 이 모든 접합은 광학 정렬장치를 이용하여 이루어졌으며 본딩 전에 SC1, SC2 등의 클리닝 공정을 거쳐 표면의 파티클과 유기 오염물, 금속 오염물을 제거해야만 한다. 이는 접합의 질을 향상 시키는 가장 큰 요인이 된다.

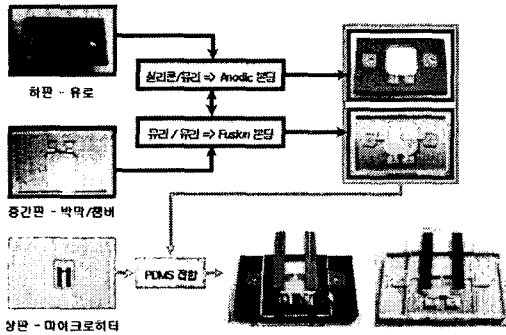


Fig. 7 Bonding process of micropump

4. PCR chip 구동 실험

4.1 마이크로펌프 구동장치

Fig. 8 는 마이크로 히터의 버블 특성을 파악하기 위한 구동 장치도이다. 마이크로 히터에 인가되는 신호는 주파수와 듀티비 및 DC전압이다. 이 세 가지 파라미터는 실험 시 인가되어지는 조건에 따라 버블의 거동에 다른 특성을 나타낸다. 전압인가와 함께 펄스발생기에서 원하는 듀티비와 주파수로 조절하여 인가시킬 수 있고 이 입력된 값은 증폭회로를 거쳐 마이크로 히터로 인가된다. 전체적인 입력 파라미터는 오실로스코프로 확인하며 조절하고, 마이크로 히터 라인에서 발생하는 단일버블은 광학 현미경을 통하여 관찰된다 [7].

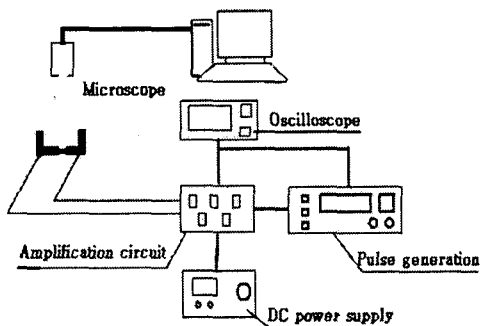


Fig. 8 Schematic diagram of control circuit.

4.2 PCR chip의 구동

Fig. 9 는 마이크로 펌프를 이용하여 PCR 칩의 구동 실험으로 마이크로펌프가 액츄에이터로서 사용 가능성이 있는지를 평가하기 위한 실험이다. 마이크로 펌프가 구동하지 않는 상태에서 입·출구의 수두차를 같게 만들어 PCR 유로 내 유체의 유동을 정지상태로 유지 시킨다. 이 정적 평형 상태에서 마이크로펌프를 작동 시켜 펌프에 의해 실제 펌핑되어지는 유체의 유량을 확인하였다. Fig. 10 (a)의 펌핑 전과 (b)의 3분 동안 펌핑한 후 펌프를 멈췄을 때 유체가 이동한 거리를 250배의 광학현미경으로 관찰한 사진이다.

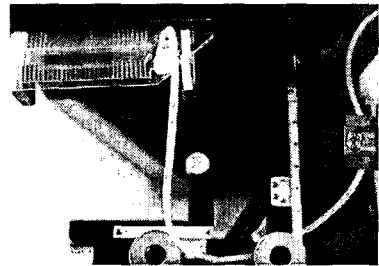
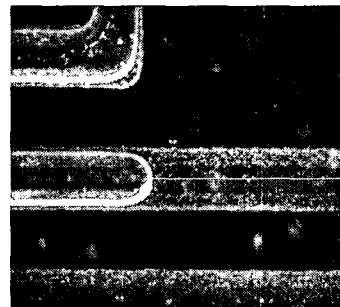
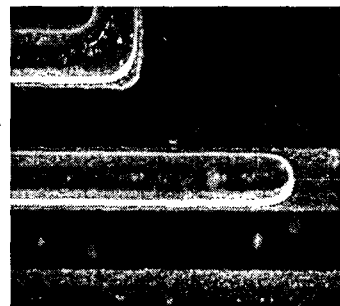


Fig. 9 PCR chip operated by micropump.



(a) initial state



(b) after three minutes pumping

Fig. 10 PCR chip operating test by micropump.

참고 문헌

PCR chip을 통한 유량은 마이크로펌프의 구동에 의해 발생하는 PCR chip 내의 유체의 속도를 측정하고, 계산을 통하여 추정하였다. Table 2 에 그 계산된 유량이 나타나 있다.

Table 2 Volume flow in PCR chip

Contents	Value
펌핑 전 거리(l_0)	191.268 μm
펌핑 후 거리(l_e)	758.836 μm
펌핑 이동거리($l_e - l_0$)	567.568 μm
펌핑 시간(t)	180 sec
이동 속도(V)	$3.1532 \times 10^{-6} \text{ m/sec}$
PCR 유로면적(A)	$4 \times 10^{-8} \text{ m}^2$
유량(Q)	0.454 $\mu\text{l/h}$

5. 결과고찰

이상과 같이 PCR 펌핑 실험결과 시간당 0.454 μl 의 유량을 확인할 수 있었다. 이결과는, 기존의 마이크로펌프 자체의 펌핑 유량보다 현저히 줄어든 것을 알 수 있는데 이것은 마이크로 펌프의 펌핑 압력에 비해 PCR chip 내부의 마이크로채널에 의한 마찰 저항과 내부압력이 상대적으로 매우 크기 때문에 나타는 결과라 추정된다. 또한 마이크로 펌프가 가지고 있는 문제점인 역류 및 미세한 토출 압력을 보완한다면 마이크로 유체 시스템 액츄에이터 역할을 충분히 수행할 수 있으리라 판단되어진다.

후기

본 연구는 에이앤디티(주)가 주관하고 강원대학교에서 위탁과제를 수행하는 산업자원부 공통핵심 기술 개발사업의 지원으로 수행되었으며 이에 관계자 여러분께 감사드립니다.

- (1) H. Y. Kwak, "Bubble Dynamics", Dream media, pp. 112-125, 2002.
- (2) T. Chen, J. N. Chung, Coalescence of bubbles in nucleate boiling on microheaters, *J.Heat and Mass Transfer*, 45 2329-2341, 2002.
- (3) "Iniaturized total chemical analysis systems: a novel concept for chemical sensing", A.Manz, N.Grabner, H.M.Widmer *Sens. Actuators B1*, 244-248, 1990.
- (4) E. H. Klaassen, K. Petersen, Silicon fusion bonding and deep reactive ion etching: a new technology for microstructures, *Sensors and Actuators A*, 52 (1996) 132-139.
- (5) L. Lin, A.P. Pisano, V.P. Carey, Thermal bubble formation on polysilicon micro resistors, *ASME J. Heater Transfer* 120 (1998) 735-742
- (6) W. J. Yang, K. Tsutsui, Overview of boiling on microstructures-macro bubbles from micro heater, *Microscale Thermophys. Eng.* 4 (2000) 7-24.
- (7) A. Asai, Bubble dynamics in boiling under high heat flux pulse heating, *J. Heat Transfer* 113 (1991) 973-978.