

압전소자를 이용한 연동 구동방식의 나노리터 마이크로 펌프

황성래¹, 심우영, 양상식
아주대학교 전자공학부

Peristaltic nano-liter micropump with piezoelectric actuator

Sung Rae Hwang¹, Woo Young Sim, Sang Sik Yang
School of Electronics Engineering, Ajou University

Abstract - 본 논문은 압전소자를 구동장치로 사용한 마이크로 펌프의 제작과 실험에 관한 논문이다. 마이크로 펌프의 상부기판은 polydimethyl siloxane (PDMS)을 소재로 미세유로에 상시 닫힌 밸브가 일체화된 구조로 제작되었고, 하부기판은 polymethyl methacrylate(PMMA)를 소재로 3개의 압전 디스크가 구동기로 부착되었다. 최종적으로 상, 하부 기판은 액상 PDMS로 접합하여 제작했다. 구동기의 입력신호는 6상으로 구형파를 인가하여 연동구동하며 주파수와 전압을 가변하면서 유량을 측정하였다. 구동 주파수가 0.167 Hz이고 전압이 20 V일 때, 마이크로 펌프의 1회 토출량은 104 nl이고, 유량은 1.04 μ l/min이다.

1. 서 론

최근 의학, 고분자 화학 분야에서 미량의 약물을 장시간 일정량으로 투여하는 약물전달시스템의 연구가 활발하게 진행되고 있다. 현재 일반적으로 사용되는 주사 혹은 정제 형태의 약물전달방법은 약효의 지속시간이 짧고 안정적이지 못하며, 약물이 요구되는 부위에 집중적으로 전달되지 못해 필요이상의 약물이 투여되어 신체의 다른 부분에서 흡수되거나 손실된다. 또 장기간 약물공급을 받는 환자에게는 약물에 대한 내성을 발생시켜 더 많은 양을 공급해야만 하는 악순환을 가져온다. 이에 극소량의 약물을 정확히 조절하고 필요부위에 집중적으로 장시간 투여하기 위한 유체소자가 필수적이며, 그 중에 대표적인 것이 마이크로 펌프이다. 마이크로 펌프는 구동방식에 따라 전자력[1], 압전형[2], 열공압형[3], 비동형[4] 등으로 나뉘며, 각각의 장단점을 갖고 있다.

본 논문에서는 압전소자를 이용한 연동구동방식 마이크로 펌프를 제작하였다. 제작된 마이크로 펌프는 패치 형태로 피부에 부착되어 약물을 전달하기 때문에 생체적합한 PDMS와 PMMA를 소재로 제작되었다. PDMS는 생체적합성, 유연성, 투명성과 같은 장점을 가지는 반면에 물질 자체의 소수성으로 인하여 유체의 흐름에 저항하는 성질과 다공성으로 인하여 기포가 발생하는 단점을 갖는다. 이를 보완하기 위해서 PDMS를 진공 처리하여 기포를 제거한 후에 경화했고, 온도와 경화시간을 조절해서 다공성을 다소 개선했다. 그리고 구조의 복잡함과 사공간을 최소화 하기 위해 미세유로 내에서 상부기판과 일체형 물탱크방식으로 밸브를 형성하였다. 압전 디스크의 구동시 외부 전원이 인가되지 않은 상태에서는 유체가 흐르지 못하도록 유로가 항상 닫힌 상태를 유지하고, 구동 전압을 인가시 단일 방향으로만 유체의 이동이 가능하도록 펌프 구조를 설계하였다.

2. 본 론

2.1 압전 디스크의 구동 원리

그림 1은 압전 디스크의 구조이다. 압전 디스크는 두께가 110 μ m이며, 금속원판 위에 압전세라믹과 전극이

적층된 형태로 되어 있다. 그림 2(a)와 같이 전압을 인가시 극성에 따라 압전소자의 확장과 수축이 일어나게 된다.

그림 3은 지름이 12 mm인 압전디스크에 다양한 주파수와 전압을 갖는 구형파를 인가했을 때 발생된 변위를 레이저 변위계(KEYENCE LC-2400A)로 측정된 결과이다. 주파수가 100 Hz이하에서는 변위가 거의 균일하며, 100 Hz이상에서 주파수가 증가할수록 변위가 급격하게 감소함을 알 수 있다. 최대 변위는 전압 10 V에서 1.7 μ m이다.

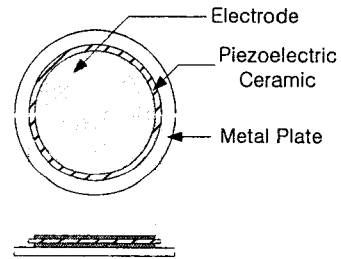


그림 1. 압전 디스크의 구조

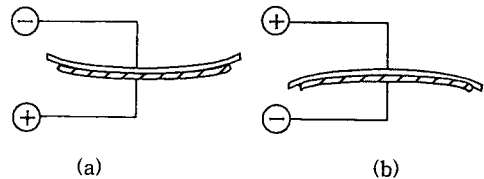


그림 2. 압전 디스크의 변형 (a) 확장 (b) 수축

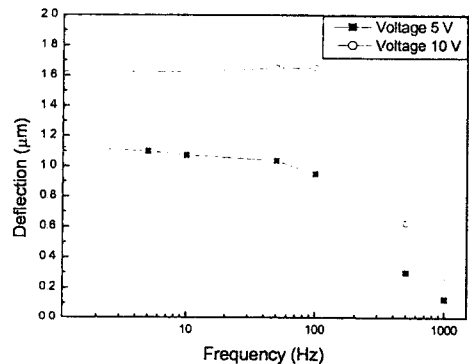


그림 3. 압전소자 변위

2.2 마이크로 펌프의 구조 및 구동 원리

압전 디스크에 구형파 신호를 인가하면 압전 디스크가 확장변형을 일으키고 챔버가 형성되어 공동이 만들어지면서 유체를 흡입하고, 압전 디스크가 복원할 때 배출하게 된다. 이를 연동 구동하여 순차적으로 유체를 일정한 방향으로 흐르게 한다.

그림 4는 마이크로 펌프의 구조이다. 마이크로 펌프는 미세유로를 갖는 PDMS 소재의 상부기판과 압전 구동기를 갖는 PMMA 소재의 하부기판으로 구성된다. 미세유로의 폭과 높이는 각각 600 μm 와 35 μm 이며, PDMS 박막을 접합하여 독립적인 유로구조를 가진다. 하부기판은 PMMA 위에 지름이 12 mm인 압전 디스크 3개가 정렬 부착된 후 표면에 PDMS로 코팅되어 있다. 마이크로펌프의 크기는 48 × 18 × 4 mm³이고, 입·출구의 지름은 0.7 mm이다.

그림 5(a)는 6상으로 구동되는 연동형 마이크로 펌프의 구동원리이다. 압전 디스크 P1, P2, P3를 연동 구동하여 유체를 좌측에서 우측으로 한 방향으로만 흐를 수 있게 한다. 그림 5(b)와 같이 3개의 압전 디스크를 연동으로 구동하기 위해 구형파 신호를 발생하는 간단한 회로와 Lab View 프로그램을 사용하여 펄스의 주기와 인가되는 구형파의 파형을 제어했다. 마이크로펌프의 성능을 시험하기 위해 다양한 인가전압 및 인가주파수에 대한 유량을 측정하고 최대유량의 조건을 구한다.

2.3 마이크로 펌프의 제작

그림 6은 마이크로 펌프의 제작 공정이다. 마이크로 펌프는 미세유로가 형성된 상부기판과 압전소자가 있는 하부기판으로 구성된다. 우선 하부기판제작은 압전소자와의 배선연결과 전압 인가시 압전소자의 변형을 최대로 하기 위해 두께 1.5 mm인 PMMA를 드릴링 가공하여 지름 11.5 mm의 구멍을 정렬하여 뚫는다. 지름이 12 mm인 압전 디스크를 PMMA의 구멍위에 각각 정렬하여 부착한 후, PMMA와 압전 디스크사이의 틈에서의 누출 방지와 표면의 평탄화를 위해서 표면에 PDMS를 두께 120 μm 로 스펀 코팅한다.

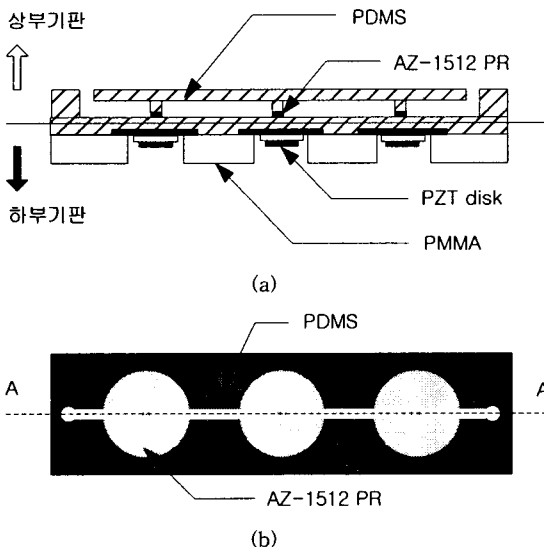


그림 4. 마이크로펌프의 구조도
(a) 측면도, (b) 평면도

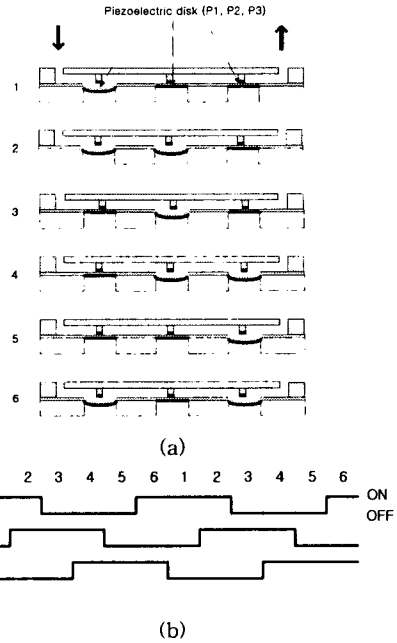


그림 5. 연동형 마이크로 펌프의 구동원리
(a) 펌프의 구동원리, (b) 인가된 6상 구동 파형

상부기판은 Si 웨이퍼에 음성후막감광제(JSR)로 미세 유로 몰드를 제작한 후 PDMS를 붓고, 진공오븐 내에서 3시간 이상 유지하여 기포를 완전히 제거한 후 진공오븐의 온도를 70 °C로 세팅하고 6 시간 이상 용고시킨다. 상부기판의 두께는 PDMS의 양에 의해서 결정된다. 완전 용고된 미세유로가 패터닝된 상부기판 PDMS에 입·출구를 뚫는다. 압전 디스크와 함께 구동되는 상부기판의 PDMS 박막이 상부기판의 밸브를 형성하는 PDMS 구조물과 부착되지 않도록 (e)공정에서 원형 밸브 영역을 감광제(AZ-1512 PR)로 코팅하고 패터닝하였다. (e)공정에서는 Si 웨이퍼에 액상 PDMS를 1500 rpm, 25초, 두께 60 μm 로 스펀 코팅하여 불완전 경화상태에서 (d)공정에서 만들어진 PDMS와 접합하고 70 °C의 오븐에서 7 일간 굳힌다. 이것은 PDMS가 가지고 있는 자체적인 물질 중 기포 유발 가능한 기능이 소멸하는데 필요한 경화시간과 온도조건이다. 이후 측정시 기포가 부분적으로 생성되었으나, 경화시간을 짧게 했을 때에 비해서 PDMS 미세유로 내의 기포발생을 개선시켰다. 마지막으로 완성된 하부기판의 표면에 혼합된 PDMS용액을 60 μm 두께로 스펀 코팅하여 상부기판과 접합하여 펌프 제작을 완료한다.

2.4 마이크로 펌프의 특성 실험

제작된 마이크로펌프의 유량시험을 측정하기 위해 그림 8과 같이 펌프 구동 장치 및 유량 측정 장치를 설치한다. 밸브의 입, 출구에 모세관 유로를 접합하고, 입·출력 압력차를 같게 하여 유량을 측정하였다. 유량은 펌프가 작동하는 동안 모세관 내 유면의 진행을 고배율 카메라 (Hi-scope : KH-2200, HiRox)로 녹화한 후, 재생하면서 측정한다.

그림 9는 듀티비를 50 %로 고정하고, 구동 전압이 각각 10 V와 20 V일 때 주파수를 변화시키면서 측정한 그래프이다. 인가전압 10 V와 20 V에서 토출되는 최대 유량은 주파수 0.167 Hz에서 0.81 $\mu\text{l}/\text{min}$ 와 1.04 $\mu\text{l}/\text{min}$ 이다. 이 때 펄스당 토출량은 81 nl/pulse과 104 nl/pulse이다. 주파수가 증가함에 따라 압전 디스크

크의 변위가 감소하여, 유량도 감소함을 볼 수 있다.

특히 167 Hz에서는 고속연동구동으로 챔버가 개방 시 유체가 응답을 따라가지 못하여 입, 출구에서 흡입과 출되는 유량이 거의 같아지기 때문에 유체의 흐름이 정지 상태이다. 0.83 Hz이하의 저주파 구동시에는 두 구동 전압의 유량이 차이가 있으나, 그 이상에서는 20 V 구동의 경우 압전 디스크의 변위가 크게 감소하여 두 유량의 차이가 크지 않다.

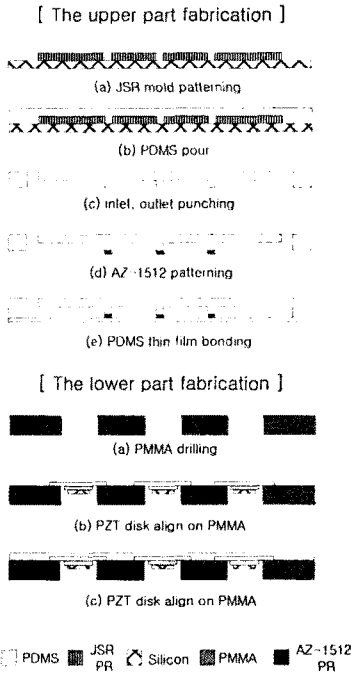


그림 6. 마이크로펌프 제작공정도

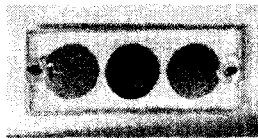


그림 7. 제작된 마이크로펌프의 사진

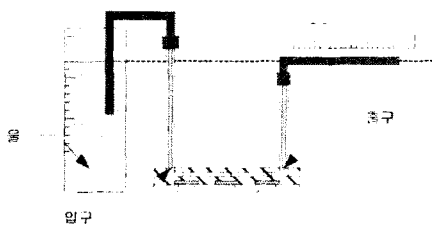


그림 8. 마이크로펌프의 유량측정 장치도

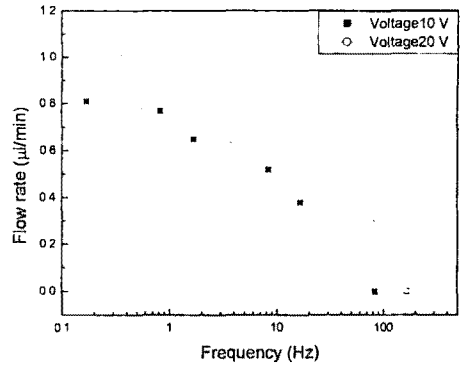


그림 9. 주파수 및 전압 변화에 따른 유량

3. 결 론

본 논문에서는 미량의 유체를 정량적으로 제어하기 위한 연동형 구동방식 마이크로펌프를 제작하고 특성을 측정하였다. 마이크로 펌프는 PDMS를 소재로 한 상부기판과 PMMA를소재로 한 하부기판으로 구성된다. 상부기판은 구동신호가 없을 때 상시 폐로 상태의 밸브구조를 가지는 일체형으로 제작되었다. 연동으로 구형과를 인가하여 유량을 측정할 결과, 낮은 주파수에서 연동구동이 높은 주파수보다 확실한 동작을 하였고, 유량도 차이를 보이며 증가하였다. 주파수가 0.167 Hz이고 인가 전압이 20 V일 때 마이크로 펌프의 1회 토출량은 104 nl이고, 최대유량은 1.04 µl/min이다. 구동전압을 낮추면 더 적은 양의 토출량과 유량을 얻을 수 있다. 마이크로 펌프를 장시간 구동할 때 PDMS소재의 다공성문제로 인하여 미세채널 내부에 기포가 빈번하게 발생하였고, 기포제거가 난제이었다. 추후에 PDMS의 다공성문제를 해결할 수 있는 공정을 개발하거나 대체 소재를 이용하여 펌프를 제작하려고 한다.

감사의 글

본 연구는 과학기술부 21세기 프론티어 연구개발 사업 인지능형마이크로시스템개발사업의(<http://www.microsystem.re.kr>) 연구비지원을 받아 수행되었음. 과제협약번호 MS-03-212-01

[참 고 문 헌]

- [1] M. S. Kim, K. Y. Kwon, S. S. Yang, "Fabrication and Test of an Electromagnetic Micropump for Cerebrospinal Fluid Shunt," 2001 ASME International Mechanical Engineering Congress & Exposition (IMECE 2001), New York, U.S.A., 2001.11.
- [2] H.T.G. Van Lintel, "Piezoelectric Micropump Based on Micromaching of Silicon," Sensors and Actuators A, Vol. 15, pp. 153-167, 1988
- [3] O. C. Jeong, S. S. Yang, "Fabrication of a Thermopneumatic Micropump with Aluminum Flap valves," Journal of Korean Physical Society, Vol. 37, No. 6, pp.873-877, 2000. 12.
- [4] W. Y. Sim, H. J. Yoon, O. C. Jeong and S. S. Yang, "A phase change type micropump with aluminum flap valves," Journal of Micromechanics and Microengineering, Vol. 13, No. 2, pp. 286-294, 2003. 3.