

바이오용 압전디스크방식 마이크로 펌프 설계 및 제작 (II) -임베드방식의 압전모듈의 최적설계 및 제작-

김형진*, 장인배⁺, 서영호⁺, 김병희⁺⁺

(논문접수일 2011. 07. 13, 수정일 2011. 12. 27, 심사완료일 2011. 12. 27)

Design and Fabrication of PZT Disc Actuated Micro Pump for Bio-Applications (II): Optimal Design & Fabrication of Embedding-type PZT Module

Hyung Jin Kim*, In Bae Chang⁺, Young Ho Seo⁺, Byeong Hee Kim⁺⁺

Abstract

Though a micro pump is a crucial element in miniaturized bio-fluidic systems or drug delivery systems, most of the conventional micro pumps still have some limitations to miniaturize their controller system and to obtain the sufficient back pressure which can rise over the inner pressure of human body or experimental animals. In this paper, to overcome these limitation, a new PZT disc and its controller were designed and fabricated to get the sufficient flowrate and the back pressure with guaranteeing embeddability of the controller into pumping body. The amplitudes of the disc deflections were as large as 40 μm at 200 V - 100 Hz condition. As results of experiments, the flow rate and the back pressure increase when the frequency increases. The obtainable maximum flow rate and back pressure are 5.2 ml/min at 95 Hz and 13.14 kPa at 90 Hz respectively.

Key Words : Micro pump(마이크로 펌프), PZT disc(압전소자 디스크), Controller embedding(제어기 임베딩), Miniaturization(소형화)

1. 서론

제1편인 “바이오용 압전디스크 방식 마이크로 펌프 설계 및 제작 (I) -링형 플랩밸브 모듈의 최적설계-”에서 언급한 바와 같이 마이크로 펌프(micro pumps)는 마이크로 유체시스템의 기본을 이루는 핵심요소로, 정량의 미세 유체 또는 기체를 마이크로 유체시스템에 공급함으로써 시료의 반응 및 분석, 약물의 전달 등을 가능하게 한다⁽¹⁾. 바이오 유체 시스템에 가장 많이 사용되는 마이크로 펌프로는 왕복방식(reciprocating types)의

압전디스크를 이용한 마이크로 펌프가 있으며⁽²⁻⁶⁾, 열공압(thermopneumatic) 방식⁽⁷⁻⁹⁾, SJ(synthetic jet) 방식⁽¹⁰⁾, 정전기(electrostatic) 방식^(11,12) 등으로 개발된 마이크로 펌프 등이 다양하게 보고되고 있다.

압전방식의 디스크는 상대적으로 큰 행정체적(stroke volume), 작동력(actuation force)과 빠른 응답특성으로 마이크로 펌프 개발자들의 주목을 받아왔으나⁽¹³⁾, 높은 작동전압, 본체와 디스크 접합의 어려움 및 높은 제조비용 등의 단점을 가지고 있어 상용화와 소형화에 한계가 있어 왔다. 따라서 실질적인 마이크

* 강원대학교 기계메카트로닉스공학과 대학원

+ 강원대학교 기계메카트로닉스공학과

++ 교신저자, 강원대학교 기계메카트로닉스공학과 (kbh@kangwon.ac.kr)

주소: 200-701 강원도 춘천시 효자2동 강원대학교 기계메카트로닉스공학과

로 펌프로서의 활용을 위해서는 압전디스크의 최적설계와 더불어 제어보드의 저가 임베드화(low cost embedding)가 필수적이다.

바이오칩용 압전디스크방식 마이크로 펌프 설계 및 제작에 관한 연구 중 제2편인 본 논문에서는 선진국에서 개발한 상용 마이크로 펌프에 비교하여 동등하거나 우월한 펌핑성을 확보하기 위한 압전디스크의 최적설계와 제어시스템의 임베드화를 통한 실질적인 유체펌프의 소형화(miniaturization)를 목적으로 연구를 수행하였다.

2. 마이크로 펌프 및 제어기의 기본 구조

Fig. 1은 제1편에서 최적설계된 1×2 링형 금속 플랩밸브 모듈⁽¹⁴⁾을 장착한 압전디스크 방식의 마이크로 펌프와 제어기 모듈의 조립된 형상을 보여주고 있다. 마이크로 펌프 몸체(body)는 플라스틱 기반의 상판과 하판으로 이루어진 마이크로 깊이의 단일챔버형으로 이루어져 있으며, 펌프의 중앙에 위치한 압전디스크의 상하 왕복운동으로 한 방향(one way) 펌핑력을 확보한다. 또한, 입구와 출구에는 유체의 유동 성능을 극대화하기 위한 디퓨저(diffuser)와 그 끝단에 유체의 안정된 흐름을 보장하기 위한 유체 버퍼(fluidic buffers)를 도입하였다. 특히, 기존의 소형화 한계를 극복하기 위하여 고전압 증폭용 전계발광 램프(Electroluminescent Lamp, EL) 드라이버를 사용하여 압전디스크 제어 보드를 펌프 크기 이하로 최소화하여 임베딩하는 방식으로 설계, 제작하였다.

본 연구에서 개발한 마이크로 펌프는 해외 선진기업이 개발한 기존의 펌프와 달리 컨트롤러 임베딩(embedding) 방식을 적용하여 펌프의 크기와 전력소모를 최소화하였으며, 극미량의 바이오유체를 펌핑하면서도 충분한 펌핑량을 확보하기 위하여 최대유량 50ml/min을 확보할 수 있도록 설계되었다. 또한 추후 생체 내에 삽입하기에 앞서 in-vivo 시험 적용을 위하

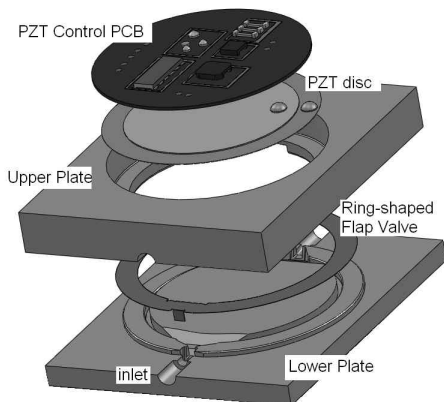


Fig. 1 Schematics of PZT disc type micro pump and ring shaped valve [1]

여⁽¹⁴⁾ 마우스 생체내압인 약 1kPa⁽¹⁵⁾ 이상의 배압을 얻는 것을 설계 목표로 하였다.

3. 임베딩방식 소형 압전모듈의 설계 및 제작

3.1 압전디스크의 작동원리 및 압전디스크의 제작

마이크로 펌프는 압전디스크의 상하운동에 의해 얻어지는 체적의 변화를 통해 유체의 유동력을 발생하기 때문에 압전디스크의 변위의 크기는 마이크로 펌프의 성능향상과 직결된다. 일반적으로 압전디스크의 직경을 증가시키거나 압전전압을 증가시키면 변위가 증가하나, 이는 마이크로 펌프의 몸체나 제어기의 크기를 증가시키는 문제점을 발생시킨다. 또한 과도한 변위나 주파수를 줄 경우 가청소음이 발생하여 사용자의 불편을 증가시키는 경우가 많다. 본 연구에서는 다양한 형태의 압전디스크를 설계, 제작, 시험하여 마이크로 펌프의 성능을 향상시키는 최적의 압전디스크를 선정하였다.

Fig. 2는 상용 압전디스크의 형상과 작동원리를 보여주고 있다. 일반적으로 황동이나 스테인리스강 등으로 이루어진 금속박판(sheet metal) 상에 특정 두께의 압전(PZT, Lead Zirconate Titanate) 필름을 코팅하고, 전극접합 후 전압을 가하여 압전재료의 측방향 팽창(lateral expansion)을 금속박판의 상하 굽힘 변형(bending deflection)으로 변환하는 원리로 요구되는 변위가 얻어진다. 압전부저(ceramic buzzer)용으로 많이 사용되는 저가의 압전디스크의 경우는 대부분 높은 주파수로 진동하도록 상대적으로 두꺼운 금속박판을 사용하고 있으며, 일반적으로 압전필름의 두께 t_p 와 금속박판의 두께 t_m 의 비가 1에 가깝도록 설계되어 있다. 이러한 압전디스크를 마이크로 펌프의 액츄에이터로 사용할 경우 충분한 유량을 얻을 수 없는 단점이 있다. 예를 들면, 약 20mm의 D_m 값을 가지는 상용 압전디스크 (D_p : 16mm, t_p : 210 μ m, t_m : 200 μ m)의 경우, Fig. 3과 같이 200V 인가 시 발생하는 변위가 25 μ m 내외로 입력전압의 크기

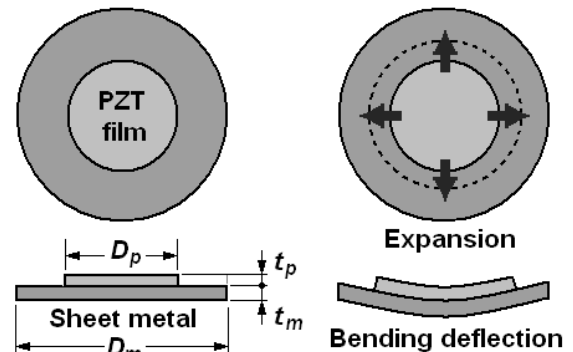


Fig. 2 Working principle of PZT disc

에 비교하여 상대적으로 작은 변형이 발생한다. 따라서 본 연구에서는 개발하고자 하는 마이크로 펌프의 경우 압전디스크가 약물이나 바이오물질을 직접 펌핑하도록 설계되어 있어 박판 재료로 생체적합성(biocompatibility)이 보장된 스테인리스강을 사용하였으며, 박막두께 t_m 을 $50\mu\text{m}$ 로 감소하여 압전디스크를 제작하여 목적하는 최대유량을 확보하기 위한 압전디스크 변위를 확보하였다. Fig. 4는 에칭으로 제작된 스테인리스강 박판과 압전필름 코팅결과를 보여주고 있다.

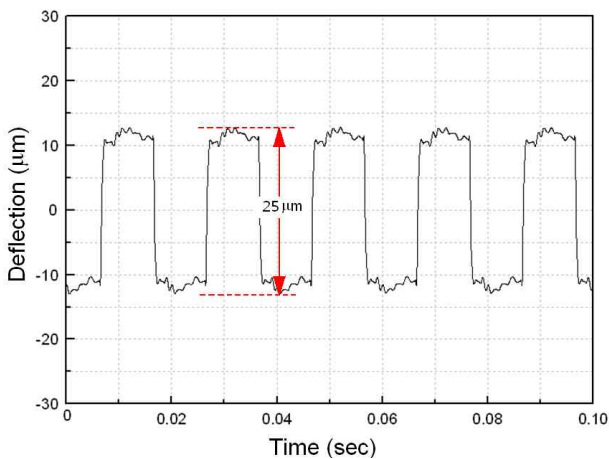
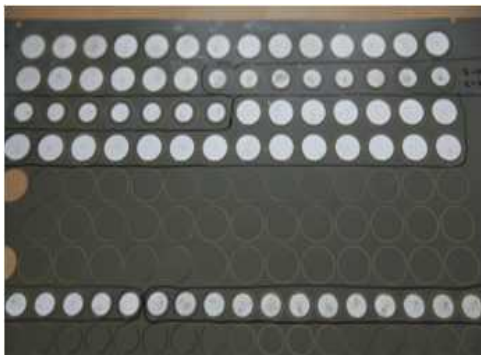


Fig. 3 Measured PZT disc bending deflection (conventional)



(a) etched stainless steel sheet ($t_m = 50 \mu\text{m}$)



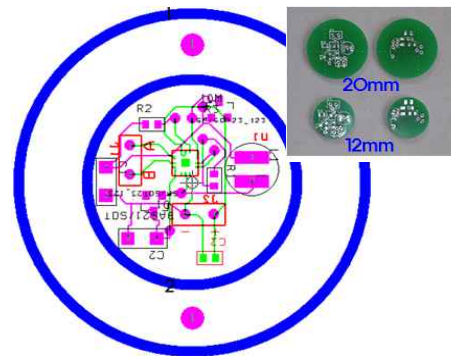
(b) PZT film deposition ($t_p = 210 \mu\text{m}$)

Fig. 4 PZT disc fabrication by etching and vapor deposition

3.2 압전디스크 제어모듈의 설계 및 제작

일반적으로 유량이나 펌핑압력 이외에 펌프의 성능을 좌우하는 요소로는 소비전력이 있다. 그러나 펌핑성능과 펌프의 크기 및 소비전력은 서로 종속적인 관계를 가지고 있어 최적 설계 조건의 도출이 수행되어야 한다. 본 연구에서는 소형 사이즈와 저 소비전력을 동시에 만족시키기 위하여 EL램프 구동을 위한 마이크로 칩을 사용하였다. EL 구동용 마이크로 칩은 1~5V의 입력 전압을 100~200V까지 증폭 변환시켜 주는 마이크로 칩으로 크기가 작고, 소비전력이 작으며, 주파수와 출력전압의 제어가 가능하다는 장점을 지니고 있다. 제작된 압전디스크를 구동하기 위하여 HV860K7-G(Supertex Inc., 작동 전압 1.5~4.5 V, 출력 전압 150~240V, 0.3W 이하의 저 소비전력, 1~500 Hz 주파수 가변 가능)를⁽¹⁶⁾ 이용하여 저전압의 DC입력(본 연구에서는 입력전압으로 5V 사용)을 압전디스크 구동에 필요한 고전압의 AC출력(본 연구에서는 150~240V)으로 증폭하였으며, 타이머인 NE555칩 사용하여 다양한 주파수의 왕복운동이 가능하도록 하였고(1~500Hz 주파수 가변), 회로 내의 커패시턴스 조절을 통하여 압전디스크의 소음이 저감되도록 설계하였다. 펌프작동 시 소비전력은 0.3W 이하로 나타났다.

Fig. 5와 Fig. 6은 구성된 펌프구동 회로도를 이용하여 제작한 PCB레이아웃 및 실제제작된 PCB의 사진과 이 PCB에 입출



PCB SIZE: $\Phi 12 \text{ mm}$ or $\Phi 20 \text{ mm}$

Fig. 5 PCB layout (top view)

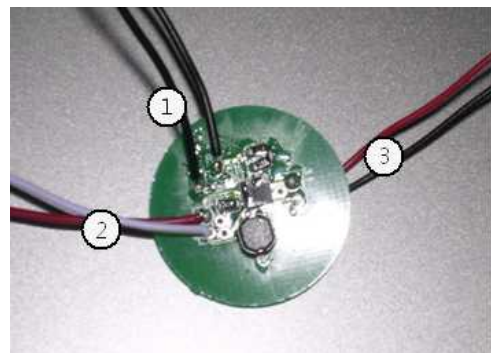


Fig. 6 Electric connections of embedding controller

력단자를 연결한 사진을 각각 보여주고 있다. PCB는 펌프의 크기에 따라 20mm 이외에도 12mm의 직경으로 제작되었으며, Fig. 5의 ①은 고정저항의 연결부로 고정저항은 1~10MΩ, ②는 전원 입력부로 입력전압으로 3.3~6V를 입력할 수 있도록 하였으며, ③은 압전디스크와의 연결단자이다.

4. 임베딩방식 소형 압전모듈의 성능 평가

4.1 압전디스크의 변위 측정

입력파형의 영향을 알아보기 위하여 정현파와 사각파의 입력 전압을 고전압 증폭기를 통해 200V로 증폭하여 압전소자에 인가하였으며, 인가된 전압에 따른 압전디스크의 변위를 레이저 측정기(laser vibrometer)를 이용하여 측정하였다.

상용 압전디스크의 경우 200V로 인가전압에 대하여 100Hz에서 피크-투-피크(peak-to-peak) 변위가 약 25 μ m로 측정되었으나, 본 논문에서 설계, 제작한 압전디스크의 경우에는 동일조건 하에서 200V의 사각파를 인가하였을 때의 피크-투-피크 변위가 Fig. 7에서와 같이 약 40 μ m로 기존 압전디스크의 변위에 비교하여 약 2배 가까이 증가되었다. 한편 사각파 대신 정현파를 인가한 경우에는 상대적으로 응답특성이 저하되어 약 30 μ m의 변위가 발생하였다. 한편 소음측정 결과(Symphonic System Model: 01dB, MVI Technologies Group), 200V-100Hz 조건 하에서 사각파의 경우 약 48dB, 정현파의 경우 약 38dB 정도의 소음 발생하였다. 즉, 정현파를 인가하면 사각파에 비교하여 소음발생을 최소화할 수 있는 장점은 있으나, 유량면에서는 불리한 특징을 가지고 있다. 따라서 충분한 유량이 필요한 응용분야에는 사각파 인가전압을 사용하고, POCT기구나 연료전지 등 소음을 최소화해야 할 응용분야에는 정현인파를 입력전압으로 사용하는 것이 바람직하다고 판단된다.

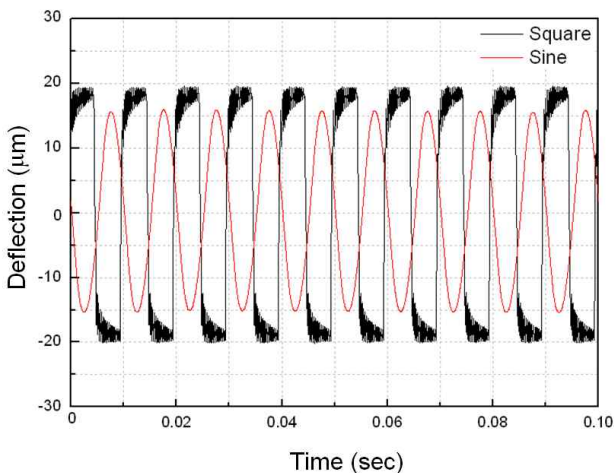


Fig. 7 Measured PZT disc bending deflection

4.2 임베딩 성능 평가

Fig. 8은 제작된 압전디스크 모듈을 마이크로 펌프 몸체(body)에 임베딩한 결과를 보여주고 있다. 펌프 몸체는 PMMA로 제작하였고, 제(I)보에서 개발한 30 μ m 두께의 링형 체크밸브를 이용하여 역류를 방지하였으며, 입구와 출구에 니플을 사용하여 외부 시스템 및 측정 장치와 연결하였다. 압전디스크와 제어기는 UV 레진을 이용하여 접합하였으며, 전원은 AAA 배터리를 2개를 직렬 연결하여 사용하였다.

Fig. 9와 Fig. 10은 제작된 마이크로 펌프의 펌핑 성능평가

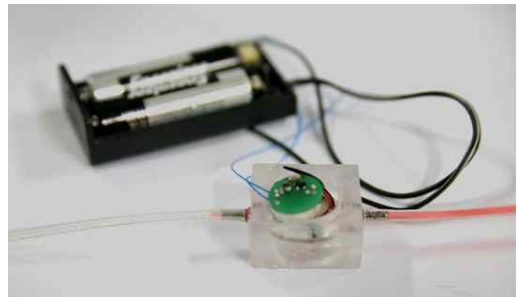


Fig. 8 Assembly of micro pump & controller (with two AAA batteries)

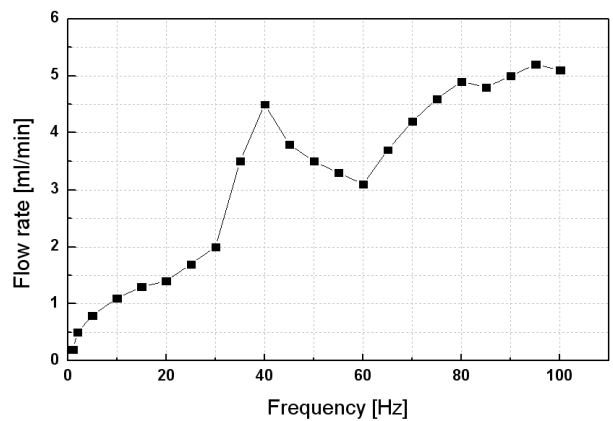


Fig. 9 Flowrate with respect to frequency

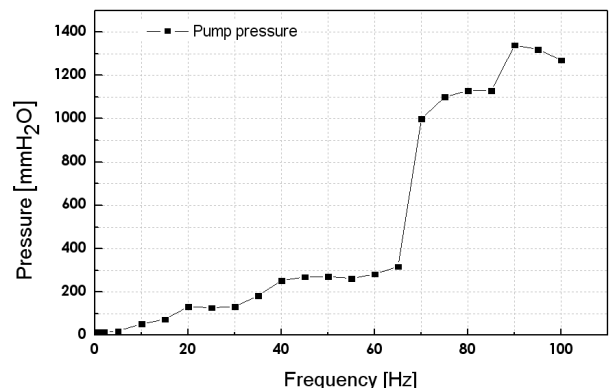


Fig. 10 Pressure with respect to frequency

결과를 보여주고 있다. 1~100Hz로 주파수를 변화시키면서 마이크로 펌프의 유량 및 압력을 측정하였다.

Fig. 9에서 알 수 있듯이 주파수 증가에 따라 전체적으로 유량이 증가하며, 약 95Hz에서 근처에서 5.2ml/min의 최대 유량이 발생하였다. 하지만 이는 제(1)편에서 해석을 통해 얻은 이론적 유량에 크게 못 미치는 값으로 체크밸브의 변형과 주파수 증가에 따른 밸브요소의 동적인 응답저하가 유량감소의 원인이기도 하지만, 근본적으로는 수작업을 통해 압전디스크를 UV 레진으로 PMMA 몸체에 접합하는 과정에서 압전디스크의 외주부의 변위가 과도하게 구속되는 것이 주된 원인으로 파악되었다. 따라서 이론적인 압전디스크의 작동을 얻기 위해서는 외주부의 구속을 최소화 할 수 있는 접합기술의 추가적인 개발이 필요하다고 볼 수 있다. 한편 Fig. 10에서 보는 바와 같이 마이크로 펌프의 펌핑 압력 또한 주파수가 증가에 따라 증가하며, 90Hz 근처에서 약 13.14kPa(≈12.8kPa)의 수두차를 발생시켰다. 이는 마우스 생체내압의 10배 이상의 배압으로 생체 약물전달용 마이크로 펌프로서의 활용 가능성을 보여주고 있다.

5. 결론

본 연구에서는 바이오칩용 압전디스크방식 마이크로 펌프용 압전디스크의 최적설계와 제어시스템의 임베드화를 통한 실질적인 유체펌프의 소형화(miniaturization)를 목적으로 연구를 수행하였으며 다음과 같은 결론을 얻었다.

- (1) 생체적합성이 보장된 스테인리스강을 박판으로 사용한 새로운 압전디스크를 설계하여 200V-100Hz 사각파 인가 시 약 40 μ m의 디스크 변위를 확보하였다.
- (2) 압전디스크 제어를 위해 EL 램프 구동용 마이크로 드라이버를 활용하여, 마이크로 펌프 제어를 위한 컨트롤러 회로를 구성하였으며, 마이크로 펌프 내로의 임베딩이 가능한 PCB를 제작하였다.
- (3) 마이크로 펌프 시작품을 제작하고, 성능 평가를 수행한 결과 주파수가 증가할수록 유량 및 펌핑 압력을 증가하였으며, 95Hz와 90Hz에서 5.2ml/min의 최대유량과 13.14kPa의 최대 펌핑 압력을 얻었다.

후 기

본 연구는 교육과학기술부와 한국연구재단의 지역혁신인력양성사업으로 수행된 연구결과입니다. 또한 이 연구에 참여한 연구자는 '2단계 BK21 사업'의 지원비를 받습니다.

참 고 문 헌

- (1) Kim, H. J., Seo, Y. H., and Kim, B. H., 2011, "Design and Fabrication of PZT Disc Actuated Micro Pump for Bio-applications (I): Optimal Design of Ring-shaped Flap Valve Module," *J. of KSMTE*, Submitted.
- (2) Smits, J. G., 1990, "Piezoelectric Micropump with Three Valves Working Peristaltically," *Sensors and Actuators A*, Vol. 21~23, No. 1-3, pp. 203~206.
- (3) Lee, C. W., Song, J. Y., and Ha, T. H., 2007, "Control Platform Design of Micro Factory for Micro Pump," *KSMTE spring conference*, pp. 273~276.
- (4) Yang, X., Zhou, Z., Cho, H., and Luo, X., 2006, "Study on a PZT-actuated Diaphragm Pump for Air Supply for Micro Fuel Cells," *Sensors and Actuators A*, Vol. 130~131, pp. 531~536.
- (5) Kan, J., Yang, Z., Peng, T., Cheng, G., and Wu, B., 2005, "Design and Test of a High-performance Piezoelectric Micropump for Drug Delivery," *Sensors and Actuators A*, Vol. 121, No. 1, pp. 156~161.
- (6) Liua, G., Shen, C., Yang, Z., Cai, X., and Zhang, H., 2010, "A Disposable Piezoelectric Micropump with High Performance for Closed-loop Insulin Therapy System," *Sensors and Actuators A*, Vol. 163, No. 1, pp. 291~296.
- (7) Cooney, C. G., and Towe, B. C., 2004, "A Thermopneumatic Dispensing Micropump," *Sensors and Actuators A*, Vol. 116, No. 3, pp. 519~524.
- (8) Jun, D. H., Sim, W. Y., and Yang, S. S., 2007, "A Novel Constant Delivery Thermopneumatic Micropump using Surface Tensions," *Sensors and Actuators A*, Vol. 139, No. 1-2, pp. 210~215.
- (9) 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," *Sensors and Actuators A*, Vol. 21, No. 1-3, pp. 198~202.
- (10) Luo, A., and Xia, A., 2005, "A Novel Valve-less Synthetic-jet-based Micro-pump," *Sensors and Actuators A*, Vol. 122, No. 1, pp. 131~140.
- (11) Bourouina, T., Bosseboeuf, A., and Grandchamp, J. P., 1997, "Design and Simulation of an Electrostatic Micropump for Drug-delivery Applications," *J. Micromech. Microeng.*, Vol. 7, No. 3, pp. 186~188.
- (12) Teymoori, M. M., and Abbaspour-Sani, E., 2005, "Design and Simulation of a Novel Electrostatic Peristaltic

- Micromachined Pump for Drug Delivery Applications,” *Sensors and Actuators A*, Vol. 117, No. 2, pp. 222~229.
- (13) Woias, P., 2005, “Micropumps-past, Progress and Future Prospects,” *Sensors and Actuators B*, Vol.105, No. 1, pp. 28~38.
- (14) Havlík, R., Kerkhoffs, W., Jiao, L. R., Schumacher, O., Reul, H., and Habib, N., 2001, “Intravascular Micropump for Augmented Liver Perfusion : First In Vivo Experience,” *Artificial Organs*, Vol. 25, No. 5, pp. 392~394.
- (15) Oshio, K., Watanabe, H., Song, Y., Verkman, A. S., and Manley, G. T., 2005, “Reduced Cerebrospinal Fluid Production and Intracranial Pressure in Mice Lacking Choroid Plexus Water Channel Aquaporin-1,” *FASEB J*, Vol. 19, pp. 76~78.
- (16) Supertex Inc, n.d., viewed at 4 May 2009, <www.supertex.com>.