

Best Paper of this month

## 바이오용 압전디스크방식 마이크로 펌프 설계 및 제작(I) - 링형 플랩밸브 모듈의 최적설계 -

김형진\*, 서영호<sup>+</sup>, 김병희<sup>++</sup>

(논문접수일 2011. 07. 08, 수정일 2011. 12. 27, 심사완료일 2011. 12. 29)

### Design and Fabrication of PZT Disc Actuated Micro Pump for Bio-Applications (I): Optimal Design of Ring-shaped Flap Valve Module

Hyung Jin Kim\*, Young Ho Seo<sup>+</sup>, Byeong Hee Kim<sup>++</sup>

#### Abstract

Though a micro pump is a crucial element in miniaturized bio-fluidic systems or drug delivery systems, it has some intrinsic disadvantages such as backward flow, pulsation of flow, low repeatability and producibility, and high cost. To overcome these limitation, a PZT disc actuated micro pump including a novel ring-shaped multi-flap check valve is introduced. To enhance the performance of the micro pump, the static behaviour of flap valve module and the micro fluidic behavior of fluids are numerically modelled and analyzed. As results of the numerical analysis, the optimal dimension and configuration of the ring-shaped multi flap valve are  $1 \times 0.05$  mm and 2 (inlet side)  $\times$  1 (outlet side) type. The obtained maximum flow rates and flow resolution are about 90 ml/min and 30  $\mu$ l/stroke respectively.

**Key Words** : Microfluidics(마이크로 플루이딕스), Micro pump(마이크로 펌프), PZT disc(압전소자 디스크), Ring-shaped metal flap valve(링형 금속플랩밸브), Backward flow prevention(역류방지)

#### 1. 서론

최근 MEMS기술의 발전에 따라 마이크로 유체시스템 기술(MEMS)을 의료·바이오 분야에 응용하기 위한 연구가 지속적으로 이루어지고 있다. 특히 마이크로 펌프(micro pumps)는 마이크로 유체시스템의 기본을 이루는 핵심요소로 정량의 미세 유체 및 기체를 마이크로 유체시스템에 공급함으로써 연료의 공급 및 시료의 분석, 약물 전달의 역할을 수행한다. 상대적으로 작은 크기로 인하여 마이크로 펌프는 본 시스템과의 높은

집적도를 보이며 전력소모도 작아서 다양한 응용분야에서 활용되고 있다. 일반적으로 마이크로 펌프는 기계적인 진동, 회전 또는 회전 중심축을 중심으로 일정각도를 반복하는 회동(pivot)을 통해 유체를 펌핑하는 왕복방식(reciprocating types)과 비기계적 혹은 기계적인 에너지를 직접적으로 유체의 운동으로 변환하는 연속유동방식(continuous flow types)의 두 가지 방식으로 분류할 수 있으며<sup>(1)</sup>, 바이오칩에는 왕복방식의 마이크로 펌프가 주로 사용되고 있다. 왕복방식으로는 압전방식을 채용한 마이크로 펌프의 개발이 가장 많이 보고되고 있으며<sup>(2-6)</sup>, 열공

\* 강원대학교 기계메카트로닉스공학과 대학원

+ 강원대학교 기계메카트로닉스공학과

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

주소: 200-701 강원도 춘천시 효자2동 강원대학교 기계메카트로닉스공학과

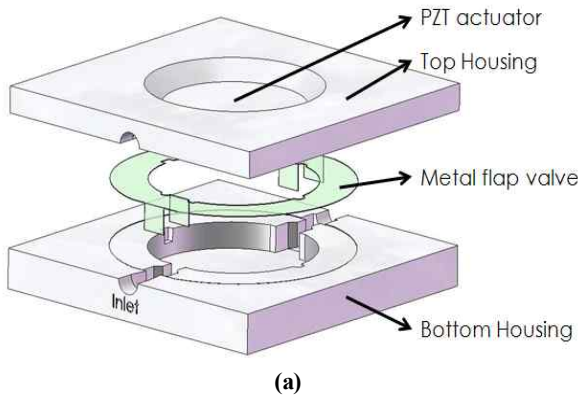
압(thermopneumatic) 방식<sup>(7-9)</sup>, SJ(synthetic jet) 방식<sup>(10)</sup>, 정전기(electrostatic) 방식<sup>(11,12)</sup>, 버블(bubble) 방식<sup>(13,14)</sup> 등 다양한 형태의 마이크로 펌프의 개발이 진행되어 왔다.

특히 압전소자는 상대적으로 큰 행정체적(stroke volume), 작동력(actuation force)과 빠른 응답특성으로 마이크로 펌프 개발자들의 주목을 받아왔다<sup>(1)</sup>. 하지만 상대적으로 높은 작동전압과 압전디스크의 접합의 어려움, 역류(backward flow)의 발생, 높은 제조비용 등의 단점을 가지고 있어 상용화에 한계가 있어 왔다. 또한 지금까지의 마이크로플루이드스 연구가 대부분 경험을 바탕으로 하는 설계기법에 의존하고 있어, 마이크로 펌프 형상의 최적화에 관한 연구는 매우 미흡한 현실이다.

바이오칩용 압전디스크방식 마이크로 펌프 설계 및 제작에 관한 연구에 중 제 1편인 본 논문에서는 전산유체역학(computational fluid dynamics, CFD)을 통하여 역류방지 및 조립정밀도 향상을 위해 도입된 링형 금속플랩밸브(ring-shaped metal flap valve) 모듈의 형상변수가 유량 및 유속에 미치는 영향을 분석하였으며, 분석결과를 바탕으로 설계목적에 부응하는 마이크로 펌프용 플랩밸브 모듈의 최적형상설계 데이터를 도출하였다.

## 2. 마이크로 펌프의 기본 구조

Fig. 1은 개발된 압전디스크 방식의 마이크로 펌프의 기본적인 형상을 보여주고 있다. 마이크로 깊이의 단일챔버형으로 펌



프의 중앙에 위치한 압전디스크의 상하 왕복운동으로 일방향(one way) 펌핑력을 확보하며, 다단의 금속 플랩 피동형밸브(metal flap passive valve)로 역류(back flow)를 방지하도록 구성되었다. 좁은 입구를 통해 들어오는 유체가 넓은 챔버를 통과해 다시 좁은 출구로 이동할 때 갑작스런 부피 변화로 인해 유동 저항이 증가하게 되므로, 유체의 유동 저항을 최소화할 통해 유량을 증가시키기 위하여 입구측에 디퓨저(diffuser)를, 출구측에 노즐형상의 유체버퍼(fluidic buffer)를 도입하였다. 입구측에 설치된 디퓨저는 금속 플랩 피동형 밸브와 함께 압전 디스크의 운동에 의한 유체이송시 입구측으로 유체가 빠져나가는 역류를 방지하게 된다.

Table 1은 바이오칩용 미세유체공급 펌프로 사용하기 위한 펌프의 주요 설계목표를 보여주고 있다. 해외 선진기업이 개발한 기존의 펌프와 달리 컨트롤러 임베딩(embedding) 방식을 적용하여 펌프의 크기와 전력소모를 최소화하고, 극미량의 바이오 유체를 펌핑하면서도 충분한 펌핑량을 확보하기 위하여 최대유량을 100ml/min으로 설정하였다. 또한 In-vivo 적용을 위하여 마우스 생체내압인 약 10mbar<sup>(15)</sup> 배압을 설계목표로 하였다.

## 3. CFD 해석을 통한 밸브 형상 최적화

### 3.1 CFD 해석 모델링

전산유체해석 수행을 위한 해석 프로그램으로는 전산유체해

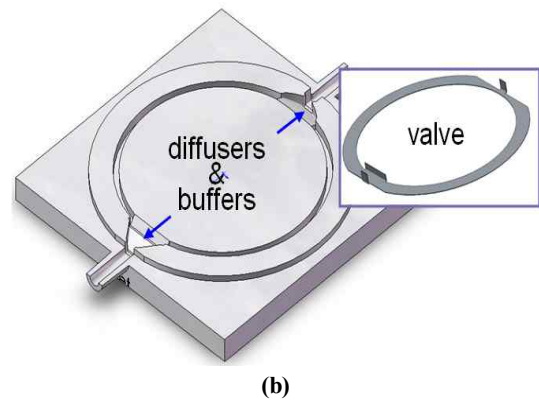
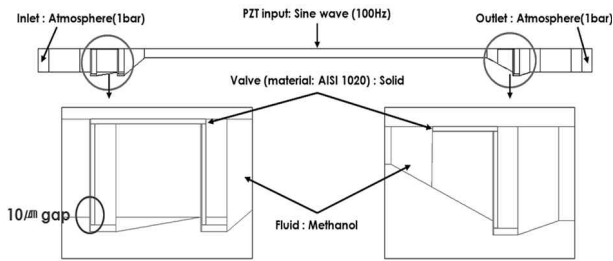


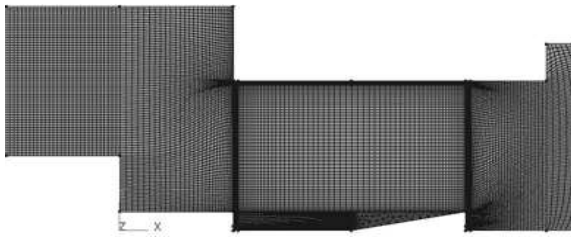
Fig. 1 Schematics of PZT disc actuated micro pump (a) and ring shaped flap valve (b)

Table 1 Design Targets

Functions	T. Co.	B. Co.	KNU
Max. Flow Rate (ml/min)	20	15	50
Flow Resolution (µl/stroke)	-	-	< 50
Power Consumptions (W)	0.23 (w/o controller)	0.15 (w/o controller)	< 0.5 (with controller)
Self-priming	Yes	Yes	Yes
Back Pressure (mbar)	150	30	> 10
Size (cc)	1.32 (w/o controller)	0.7 (w/o controller)	0.6 (with controller)



(a) 2-dimensional model



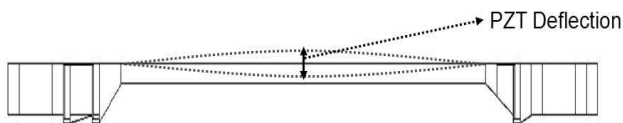
(b) meshing

(Grid system, Node: 35626, Cell: 34300, Structured+Unstructured)

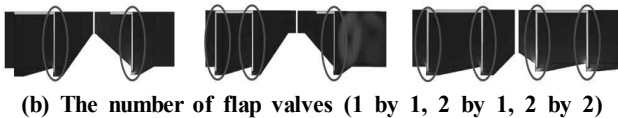
Fig. 2 Two dimensional CFD models

Table 2 Basic material properties

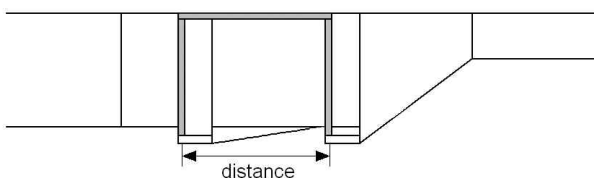
Fluids (Methanol, 25°C)	
Density	791 kg/m <sup>3</sup>
Viscosity	0.000817 kg/m.s
Surface tension	0.0245 N/m
Valve (Sheet metal, AISI 1020)	
Density	7900 kg/m <sup>3</sup>
Young's Modulus	200 GPa
Poisson's Ratio	0.33



(a) PZT disc displacement (20, 30, 50 µm)



(b) The number of flap valves (1 by 1, 2 by 1, 2 by 2)



(c) distance between valves (0.775, 1.55, 3.1, 4.56 mm)

Fig. 3 Parameters for parametric studies

석(CFD) 및 유한요소해석(finite elements method, FEM)이 동시에 가능한 ESI Group의 CFD-ACE+ 다중물리해석 소프트웨어를 사용하였다. Fig. 2는 마이크로 펌프 유동 해석을 위해 2차원 형상으로 단순화된 마이크로 펌프의 해석 영역과 격자시스템을 보여주고 있다. 입구측과 출구측은 외부와 연결되어 있으므로 상압조건(=1bar)을, 압전디스크의 작동을 위한 전기신호의 주파수는 상용 미세유체펌프에서 일반적으로 사용하는 100Hz로 선정하였으며, 파형은 피로강도 및 구동소음에 유리한 정현파를 선정하였다. 또한, 링형 플랩밸브 모듈의 조립 및 가공공차와 반복하중에 의한 잔류변형을 고려하여 밸브와 하부구조물의 수직단차 사이에 10µm의 갭(gap)이 존재하는 것으로 가정하였다. 또한 챔버의 높이는 400µm, 플랩 밸브의 높이와 두께는 1mm×50µm로 고정하였다(전체적인 펌프 형상의 최적화는 제2보에서 논할 예정이다).

해석 영역의 경우 대부분 격자 그리드를 이용하여 모델링을 수행하였으나, 격자 그리드(structured grids)로 모델링이 어려운 부분은 보다 정확한 해석을 위하여 비격자 그리드(unstructured grids)를 동시에 적용하였다. 해석에 사용된 총 그리드 수는 35,626개이며 CFD-GEOM을 통해 모델링을 수행하였다. Table 2는 전산유체해석에 적용된 물성치를 나타내고 있다. 유체는 메탄올을, 밸브 재질은 AISI 1020을 사용하였다. Fig. 3은 전산유체해석을 위한 압전디스크의 변위, 밸브의 개수, 밸브의 두께 그리고 챔버의 높이 등 주요 설계변수들(design parameters)과 변수값을 보여주고 있다.

### 3.2 CFD 해석에 따른 펌핑 특성 해석

#### 3.2.1 압전디스크 변위 따른 펌핑 특성

압전디스크는 마이크로 펌프를 구동시키는 액추에이터로 유량 및 펌핑 성능을 지배하는 주된 요소이다. Fig. 4는 2×2 방식의 플랩밸브 모듈 조건에서 20mm 직경의 압전디스크를 사용하고 작동변위를 각각 20, 30, 50µm로 주었을 때의 마이크로 펌프의 유량 해석결과를 보여주고 있다. 그림으로부터 압전

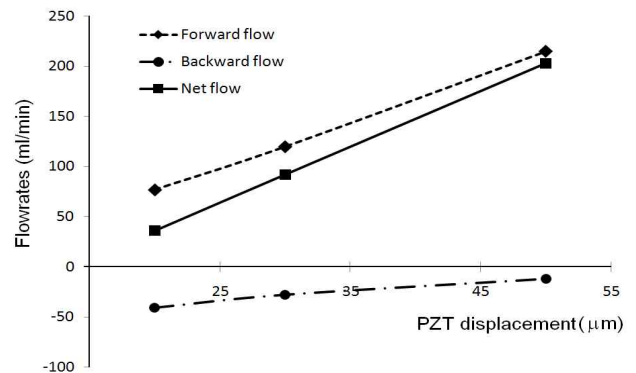
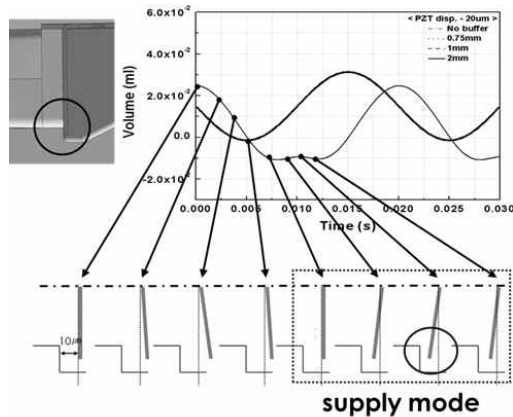


Fig. 4 Flow rates with respect to PZT displacement

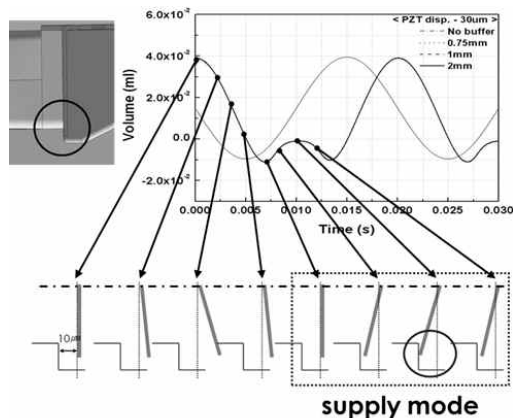
스크 변위의 증가에 따른 펌프의 공급모드 시의 정방향 유량 (forward flow)의 기울기에 비하여 정미 유량(net flow)의 그래프의 기울기가 크게 나타남을 알 수 있다.

이는 Fig. 5에 보는 바와 같이 압전디스크의 변위가 커질수록 공급모드(supply mode) 시의 밸브는 챔버 벽 방향으로 증가하여, 밸브와 챔버 벽과의 간격을 최소화시키고, 이는 결과적으로 역류량의 감소로 나타나기 때문이다.

Fig. 6은 PZT 작동변위의 변화에 따른 역류량의 변화를 보여 주고 있다. 그래프의 해칭된 영역은 각각의 변위에 따른 1 행정당 역류량을 나타내며, 압전디스크 변위가 증가할수록 역류량이 감소함을 확인할 수 있다 (50 $\mu$ m일 때 역류량이 최소이다). 따라서 역류량을 최소화하기 위해서는 상대적으로 큰 디스크 변위를 주는 것이 바람직하다. 하지만 변위를 증가시키기 위해서는 입력전압을 높이거나 압전디스크의 직경을 증가시켜야 하는데, 이는 시스템의 소비전력과 전체 크기를 증가시키는 문제로 발생시키므로, 역류량이 발생하지 않는 범위에서 필요한 최대유량을 얻을 수 있는 정도의 변위를 주는 것이 바람직하다. 또한 Fig. 7에서 볼 수 있는 것처럼 압전디스크의 변위가 30 $\mu$ m 일 경우에는 Fig. 7(a)와 같이 입력단과 출력단의 플랩밸브가



(a) PZT displacement: 20  $\mu$ m



(b) PZT displacement: 30  $\mu$ m

Fig. 5 Valve behaviors according to PZT disc action

연동하여(synchronized) 동작하지만, 변위가 50 $\mu$ m로 증가하여 토출유량이 과다해질 경우 Fig. 7(b)와 같이 불안정한 밸브가동이 발생하여 유량의 불안정성이 증가하므로, 본 논문에서는 압전디스크의 변위를 30 $\mu$ m로 결정하였다.

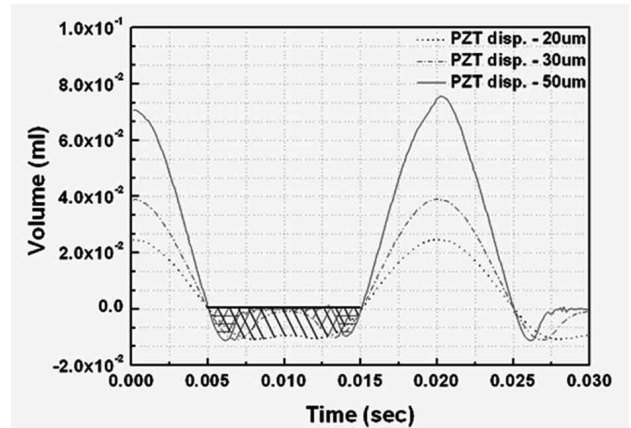
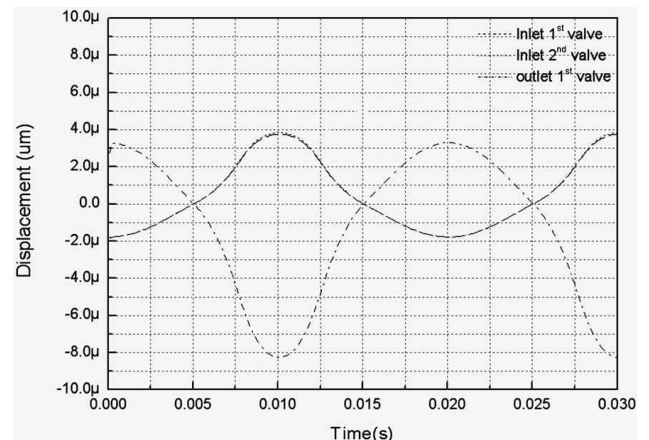
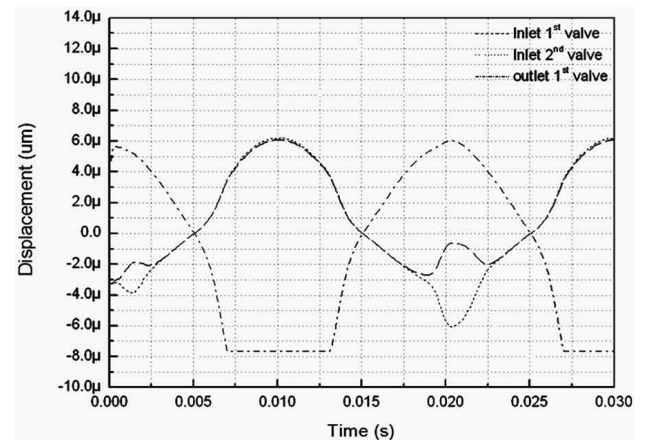


Fig. 6 Backward flow with respect to PZT displacement (2x1 type valve module)



(a) displacement = 30  $\mu$ m



(b) displacement = 50  $\mu$ m

Fig. 7 Individual valve behaviors according to PZT displacement

### 3.2.2 밸브의 형태에 따른 펌핑 특성

밸브는 마이크로 펌프의 토출압력을 높이고 역류를 방지하기 위하여 꼭 필요한 요소이다. 본 논문에서 사용한 금속 플랩밸브는 압전디스크의 구동에 의한 변형으로 입출구부의 개폐를 반복하게 된다. 따라서 압전디스크의 변위와 밸브의 개수는 깊은 상관관계가 있다. 이러한 특성을 파악하기 위하여 밸브 모듈이 기본 형상인 3개의 밸브를 기준으로 2개 및 4개의 플랩밸브를 가질 때의 유동해석을 각각 수행하였다. 밸브는 마이크로 펌프의 토출압력을 높이고 역류를 방지하기 위하여 꼭 필요한 요소이다.

본 논문에서 사용한 금속 플랩밸브는 압전디스크의 구동에 의한 변형으로 입출구부의 개폐를 반복하게 된다. 따라서 압전디스크의 변위와 밸브의 개수는 깊은 상관관계가 있다. 이러한 특성을 파악하기 위하여 밸브 모듈이 기본 형상인 3개의 밸브를 기준으로 2개 및 4개의 플랩밸브를 가질 때의 유동해석을 각각 수행하였다.

Fig. 8은 밸브에 개수에 따른 해석 결과와 이에 따른 유량 결과를 순차적으로 보여주고 있다. 3개의 밸브를 가지는 경우, 입구 측의 2개의 밸브와 출구 측의 1개의 밸브 및 그 반대의 경우를 모두 해석하였다. Fig. 8(a)에서 보는 바와 같이 흡수류 모드(suction mode)에서는 입구측에 2개와 출구측에 1개의 플랩밸브를 가지는 밸브모듈(2×1 방식)의 출구측에서 유체의 속도분포가 가장 작은 결과로 해석되어 상대적으로 출구측에서 가장 적은 역류를 보이고 있으며, 입구측의 유체거동도 비교적 안정하게 나타남을 알 수 있다.

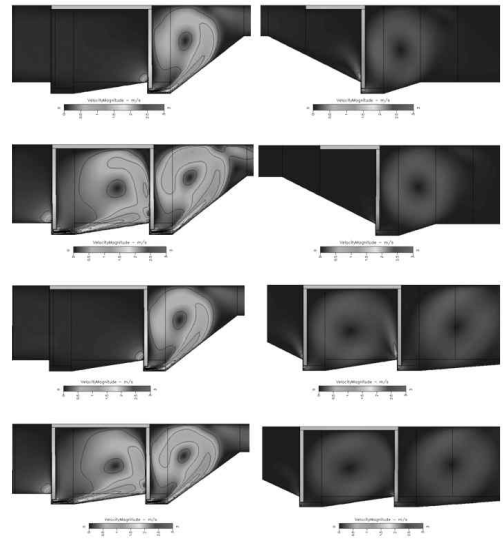
한편 Fig. 8(b)와 같은 공급류 모드(supply mode)의 경우에는 입구측에 1개와 출구측에 2개의 플랩밸브를 가지는 밸브모듈 (1×2 방식)에서도 유체 속도분포 해석결과로 보아 역류량의 감소가 가장 많아지기 때문에 가장 안정된 거동을 보임을 알 수 있다.

일반적으로 바이오칩이나 DDS에 사용되는 마이크로 펌프의 경우에는 입구측보다 출구측의 역류를 최소화하는 것이 중요하므로, 결과적으로 2×1 방식의 플랩밸브 모듈이 가장 좋은 성능을 보인다고 볼 수 있다.

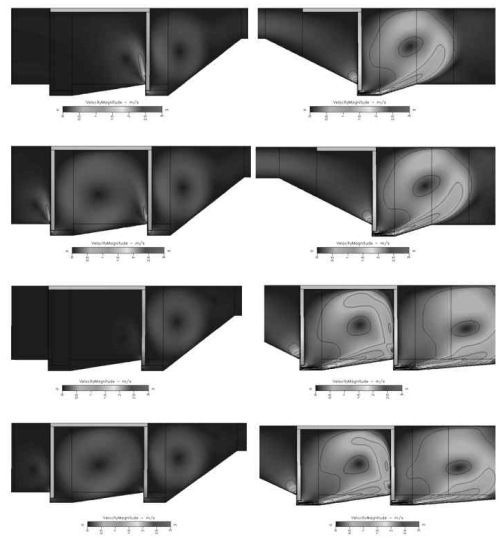
Fig. 8(c)는 밸브의 형식에 따른 분 당 유량을 나타내고 있으며, 2×1 방식이나 1×2 방식의 경우 유량손실도 적어 안정된 펌핑을 하고 있는 것으로 나타나고 있다. 이는 1×1 방식 모듈의 경우, 너무 많은 역류가 발생하게 되어 전체 유량이 감소하게 되며, 밸브가 4개인 경우는 밸브에 의한 유동 저항으로 인해 전체적인 유량이 감소하게 된 것이 원인이라고 볼 수 있다.

### 3.2.3 입구측 밸브 간격에 따른 펌핑 특성 해석

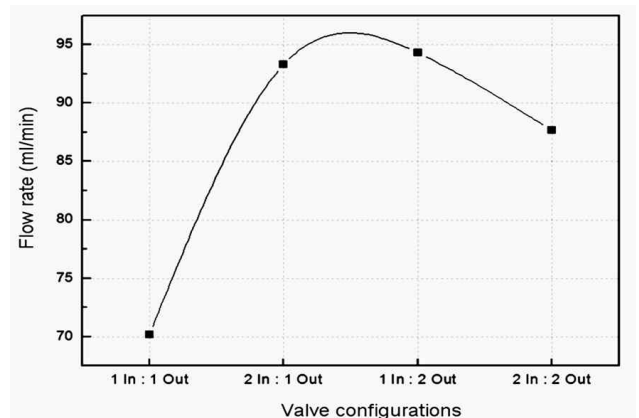
Fig. 9는 2×1 방식 밸브 모듈의 입구측 밸브 간격의 변화에 따른 유량해석 결과를 보여주고 있다. 밸브의 간격이 좁을 경우



(a) Flow behavior (suction mode)



(b) Flow behavior (supply mode)



(c) flowrates with respect to valve configuration

Fig. 8 Effects of valve configurations (PZT disc displacement = 30 μm)

에는 역류량이 적어 어느 정도 유량을 유지하지만 유량을 증가 시키기에는 한계가 있으며, 간격이 어느 이상 증가하면 밸브간의 공간이 버퍼 역할을 하여 입구측 두 번째 밸브에서의 역류를 최소화할 수 있게 되므로 충분한 유량을 얻을 수 있는 장점이 있다. 그러나 그 차이가 최대 0.55ml/min 이하이므로 펌프의 크기를 고려하면 밸브간의 간격은 목표 최대유량을 달성할 수 있는 조건에서 최소화하는 것이 바람직하다.

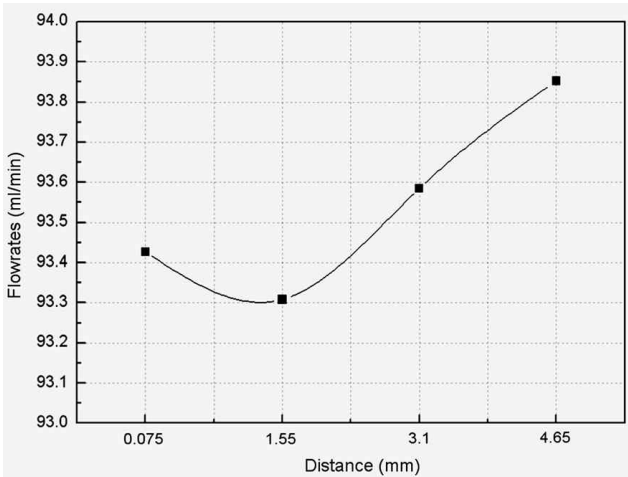


Fig. 9 Flow volume variation with respect to valve distance (PZT disc displacement = 30 μm ; valve module: 2×1 type)

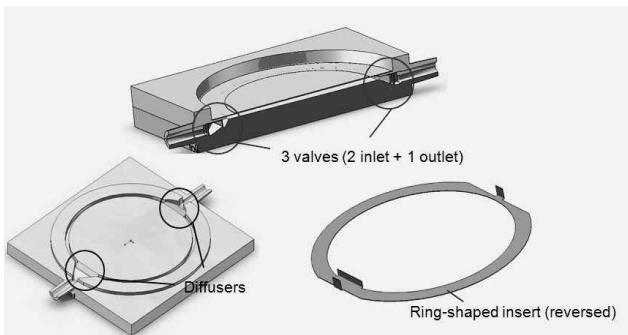
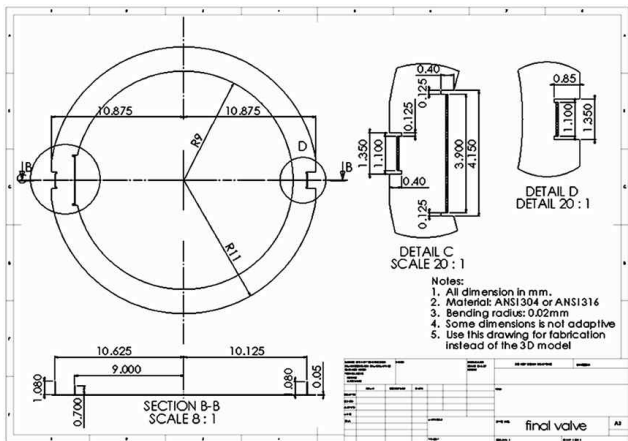


Fig. 10 Optimized design and drawing of micro pump

#### 4. CFD 해석에 따른 최종설계 결과

CFD 해석결과 압전디스크의 변위는 30μm 이상 확보하여 역류를 방지하고, 역류를 방지하고 원활한 유량을 얻기 위하여 입구측에는 2개, 출구측에는 1개의 플랩밸브가 있는 밸브구조를 사용하는 것이 바람직하다. 밸브의 간격은 성형제작 특성과 정밀도를 고려하여 1.6±0.25mm로 주었으며, 밸브의 폭은 펌프 몸체의 디퓨저 형상을 고려하여 설계되었다. Fig. 10은 결과적으로 얻어진 최종설계 결과를 보여주고 있다. 이론적으로 얻어진 유량은 약 90~95ml/min이며, 한 스트로크 당 최소 유량은 약 30μl/stroke로 목적인 설계사양은 만족시키고 있다. 배압(back pressure), 크기, 소요전력 등 기타 설계목표는 제2편에서 실제 제작 및 실험을 통해 확인할 계획이다.

#### 5. 결론

본 연구에서는 다중의 플랩 방식 체크밸브를 가지는 압전디스크 방식의 마이크로 펌프의 최적설계를 수행하였으며 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

- (1) 압전디스크의 변위가 너무 작을 경우 밸브의 기밀성이 저하되어 역류가 발생할 가능성이 높으므로 30μm 이상 확보하는 것이 바람직하다.
- (2) 플랩 밸브의 개수가 2개인 경우, 역류가 발생하여 전체 유량이 감소하고, 반대로 밸브가 4개인 경우는 밸브에 의한 유동 저항으로 인해 전체적인 유량이 감소하므로, 3개의 밸브를 가지는 경우가 가장 좋은 성능을 보인다. 또한 일반적으로 바이오칩이나 DDS에 사용되는 마이크로 펌프의 경우에는 입구측보다는 출구측의 역류를 최소화하는 것이 중요하므로, 결과적으로 2×1 방식의 플랩밸브 모듈이 가장 좋은 성능을 보이는 것을 알 수 있었다.
- (3) 밸브의 간격의 영향은 크지 않으므로 펌프의 크기를 고려하여 밸브간의 간격은 목표 최대유량을 달성할 수 있는 조건에서 최소화하는 것이 바람직하다.
- (4) 최적설계 결과에 따라 얻어진 이론적인 유량과 최소유량은 각각 90~95ml/min와 30μl/stroke이다.
- (5) 제2편에서는 펌프 몸체에 관한 최적설계와 제작 및 실험을 통한 개발 시스템의 유용성을 확인할 계획이다.

#### 후기

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

참 고 문 헌

- (1) Woias, P., 2005, "Micropumps-past, Progress and Future Prospects," *Sensors and Actuators B*, Vol. 105, No. 1, pp. 28~38.
- (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) van Lintel, H. T. G., van De Pol, F. C. M., and Bouwstra, S., 1988, "A Piezoelectric Micropump based on Micro-machining of Silicon," *Sensors and Actuators A*, Vol. 15, No. 2, pp. 153~167.
- (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) Teymouri, 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) Tsai, J., and Lin, L., 2002, "Active Microfluidic Mixer and Gas Bubble Filter Driven by Thermal Bubble Micropump," *Sensors and Actuators A*, Vol. 97~98, pp. 665~671.
- (14) Chan, S., Chen, C., and Liu, C., 2010, "A Bubble-activated Micropump with High-frequency Flow Reversal," *Sensors and Actuators A*, Vol. 163, No. 2, pp. 501~509.
- (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, No. 1, pp. 76~78.