수치 모델에 따른 압전 구동방식 마이크로 펌프의 유동특성에 관한 연구

정 진, 김 동 희, 김 창 녕*†
경희대학교 대학원 기계공학과, *경희대학교 테크노공학대학

A Study on the Flow Characteristics of Piezoelectric Micropumps with Different Numerical Models

Jin Jeong, Dong Hee Kim, Chang Nyung Kim*†
Department of Mechanical Engineering, Graduate School of Kyunghee University, Yongin 449-701, Korea
**College of Advanced Technology, Kyunghee University, Yongin 449-701, Korea*

(Received January 17, 2004; revision received June 8, 2004)

ABSTRACT: A numerical analysis has been conducted for flow characteristics of piezoelectric micropumps. In the present study, FSI (Fluid-Structure Interaction) model and grid deform model have been employed for each of two different geometries of the micropumps with two different frequencies in the piezoelectric diffuser/nozzle based micropumps. The displacement of piezo disk and flow rates have been closely examined at the inlet and outlet. It has been found that the motion of the piezo disk investigated with FSI model is not in accordance with that with grid deform model. The results show that the time averaged flow rate calculated with FSI model is larger than that with grid deform model. This study presents the performance analysis of piezoelectric micropumps with two different numerical models for different types of pumps.

Key words: Micropump(마이크로 펌프), Piezo disk(압전 디스크), Diffuser/nozzle(디퓨져/노즐)

1. 서 론

최근 MEMS와 마이크로 가공기술이 발전함에 따라 여러 종류의 마이크로 시스템들이 연구 및 개발되고 있다. 이중에서 미소량의 유체를 제어하기 위한 마이크로 유체기기는 의료, 생물 및 화학 분야 등에서 폭넓게 응용될 수 있다.

마이크로 유체기기의 핵심소자인 마이크로 펌프는 마이크로 시스템 설계기술, 마이크로 가공기술, 마이크로 유체역학 등 다양한 지식과 첨단 기술을 필요로 하는 유체시스템이다. 특히, 압전 구동방식 마이크로 펌프는 압전효과를 이용하여 구동하는 모델로서, 변위가 크고 큰 힘을 낼 수 있으며 구조가 간단하다는 장점을 가지고 있어 최근에 활발한 연구가 이루어지고 있다.

압전 구동방식 마이크로 펌프에 관한 기존의 몇몇 연구를 살펴보면 다음과 같다. Stemme and Stemme[1]는 디퓨져/노즐의 원리를 이용한 새로운 형태의 디퓨져/노즐 방식 마이크로 펌프를 제작하고, 디퓨져/노즐 방식 펌프의 장점을 제시하였다. Olsson et al.[2]은 압전 구동방식 마이크로 펌프에 대하여 디퓨져/노즐의 형상에 따른 펌핑

† Corresponding author
Tel.: +82-31-201-2578; fax: +82-31-202-9715
E-mail address: cnkim@khu.ac.kr

유량 및 최적 발산각을 실험을 통하여 제시하였다. Schulte et al.[3]은 마이크로 펌프에서 유체-고체 상호작용의 연동 문제에 대한 수학적 처리 방법을 제시하였다. Anderson et al.[4]은 유체의 밀도와 점도에 따른 펌핑특성을 실험을 통하여 연구하고 챔버 안에서의 유동특성을 관찰하였다. Nguyen and Yuang[5]은 디퓨져/노즐 방식 마이크로 펌프를 제작하였으며, Timoshenko의 이론을 이용하여 디스크의 변위곡선을 가정하여 해석하고 실험치와 비교하였다. Song[6]은 변위곡선을 원의 한 부분으로 가정하여 수치해석하여 실험과 비교하였다.

그러나 지금까지의 압전 구동방식 마이크로 펌프에 관한 연구는 주로 실험을 통해 펌핑특성 등을 연구하였고, 수치해석을 통한 연구에서는 대부분 압전 디스크 영역(고체 영역)을 계산하지 않고 유체 영역만을 계산하였다. 이와 같이 기존의 수치해석을 통한 연구는 유체-고체 연동 계산의 어려움으로 인하여 디스크의 거동에 많은 가정을 포함하고 있기 때문에, 압전 디스크의 거동 및 유동특성에 대하여 실제적인 디스크의 거동을 고려하는 세밀한 연구가 이루어져야 한다.

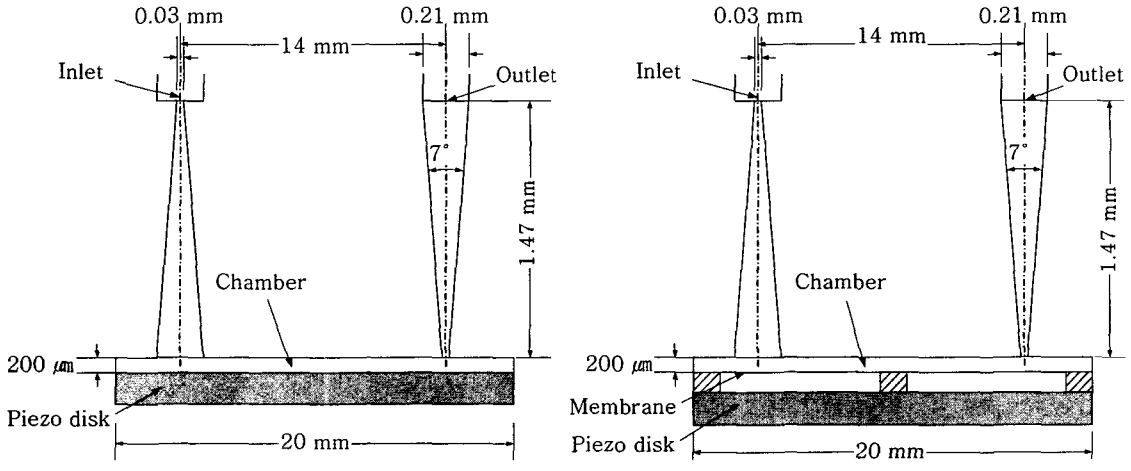
본 연구에서는 두 가지 형태의 압전 구동방식 마이크로 펌프에 대하여 FSI 모델(압전효과를 계산하여 디스크의 변위를 계산하는 모델) 및 grid deform 모델(멤브레인의 변위를 직접 모사하여 계산하는 모델)을 이용하여 수치해석을 수행하여 변위 계산모델에 따른 압전 디스크의 거동 및 유동특성을 파악하고자 한다. 또한, 주파수 변화에 따른 유동특성을 해석하고자 한다.

2. 수치해석

2.1 수치해석 모델

본 연구에서는 디퓨저/노즐을 이용한 압전 구동방식 마이크로 펌프에 대하여 비정상 2차원으로 수치해석을 수행하였다. 압전 구동방식 마이크로 펌프는 평판형 압전디스크(plate type) 또는 디스크 중앙 부위에 봉이 부착되어 있는 압전 디스크(non-plate type)를 이용하여 제작될 수 있는데, 이 두 가지 경우에 대해 각각 FSI 모델(평판형)과 grid deform 모델(비평판형)을 사용하였다(Fig. 1). 이때 비평판형에서는 압전 디스크의 봉의 변위에 따라 얇은 막(membrane)이 움직이며 이에 따라 유체가 펌핑된다. 사용된 주파수는 50 Hz와 90 Hz 이다.

계산에 사용된 마이크로 펌프는 두 형태 모두 챔버의 높이가 200 μm, 폭은 20 mm이고 디퓨져와 노즐의 각도는 7°이며, 폭 20 mm, 두께 5 mm의 압전 디스크를 사용하였다. 입출구에서 압력은 동일하게 주어져 있다. 또한, 압전 디스크의 물성치는 PI사의 pic 153 물질의 값을 사용하였다(Table 1).



(a) Plate type (b) Non-plate type

Fig. 1 Schematic diagram of diffuser/nozzle based micropumps.

Table 1 Properties of the piezo disk (pic 153)

Property	pic 153
Density [kg/m^3]	7750
Relative permittivity	4500
Resistivity [Ωm]	105
Charge constants d_{33} [$\times 10^{-12}$ m/V]	750
Voltage constants g_{33} [$\times 10^{-3}$ Vm/N]	18
Young's modulus [$\times 10^{10}$ N/m^2]	4.5

2.2 수치해석 방법

2.2.1 FSI 모델

평판형 압전 구동방식 마이크로 펌프의 유동특성을 정확하게 파악하기 위해서는 유체 유동뿐만 아니라 압전 디스크(고체)의 변위를 연동하여 계산하여야 한다. 본 연구에서는 챔버 내의 유동장을 계산하기 위해 곡선 좌표계에 대한 연속방정식, Navier-Stokes 방정식을 사용하였으며, 압전현상에 의한 압전 디스크의 거동을 계산하기 위하여 압전방정식을 사용하였다. 수치계산에 사용된 각 방정식들은 다음과 같다.

연속방정식

$$\frac{\partial}{\partial t}\left(\frac{\rho}{J}\right)+\frac{\partial}{\partial \xi^j}\left(\frac{\rho U_j}{J}\right)=0 \tag{1}$$

여기서, ρ : 유체밀도
U_j : ξ^j방향 속도성분
J : 좌표변환 Jacobian

운동량방정식

$$\frac{\partial}{\partial t}\left(\frac{\rho u_i}{J}\right)+\frac{\partial}{\partial \xi^j}\left(\frac{\rho U_j u_i}{J}\right)=-\frac{1}{J}\frac{\partial \xi^j}{\partial x_i}\frac{\partial p}{\partial \xi^j}+\frac{\partial}{\partial \xi^k}\left[\frac{\mu}{J}\frac{\partial \xi^k}{\partial x_j}\left(\frac{\partial \xi^l}{\partial x_j}\frac{\partial u_i}{\partial \xi^l}+\frac{\partial \xi^l}{\partial x_i}\frac{\partial u_j}{\partial \xi^l}-\frac{2}{3}\delta_{ij}\frac{\partial u_l}{\partial \xi^m}\frac{\partial \xi^m}{\partial x_l}\right)\right] \tag{2}$$

여기서, p : 압력
μ : 점성계수
u_i : 직교속도성분
x_i : 절대 좌표계

압전방정식

$$\{s\}=[c]\{S\}-[a]\{E\} \tag{3}$$

$$\{D\}=[a]T\{S\}-[e]\{E\} \tag{4}$$

여기서, {s} : stress vector
{D} : electric flux density vector
{S} : strain vector
{E} : electric field vector
[a] : piezoelectric coupling matrix
[e] : dielectric matrix

수치계산 과정에서 압전 디스크의 변위는 압전 디스크의 아래쪽 면에 sine파를 반파 정류한 최소값이 −500 V인 음(−)의 전압이 인가되고 윗면은 0 V가 일정하게 유지된다고 가정하여 계산하였다. 이러한 디스크 거동의 효과는 유체-고체 경계면에서 유체역학적 방정식의 격자 속도항을 통해 유체 영역으로 전달된다. 수치계산에는 SIMPLEC 알고리즘을 사용하는 상용 CFD 코드인 CFD-ACE 2003을 사용하였다.

2.2.2 Grid deform 모델

Grid deform 모델에서 멤브레인의 변위는 거리(x)와 시간(t)에 대한 함수로 표현되는 식(5)를 이용하여 계산하였다.[5]

$$dy(x,\ t)=A_0(t)\left[1-\left(\frac{x}{X}\right)^2\right]^2 \tag{5}$$

여기서, x는 중심으로부터의 거리, X는 챔버 폭의 1/2(즉, 10 mm)이고, $A_0(t)$는 시간에 따른 piezo disk 중심에서의 변위(즉, 봉에서 나타나는 변위)이다. 이때, $A_0(t)$는 인가 전압과 동일하게 sine파 형태로 거동하는 것으로 가정하였다.

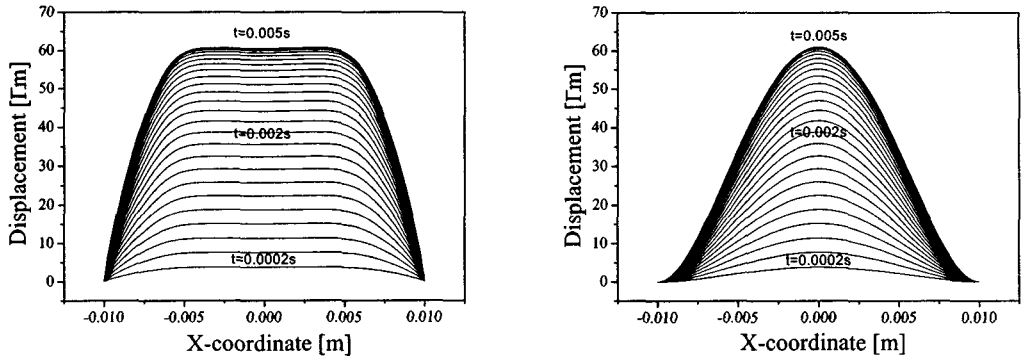
이와 같이 식(5)에서 계산된 디스크의 변위가 유체-고체 경계면에 주어진다. 또한, 유체 유동 영역에서 위의 연속방정식과 운동방정식이 비정상 상태에서 해석된다.

3. 계산결과 및 고찰

3.1 계산 모델에 따른 압전 디스크의 거동특성

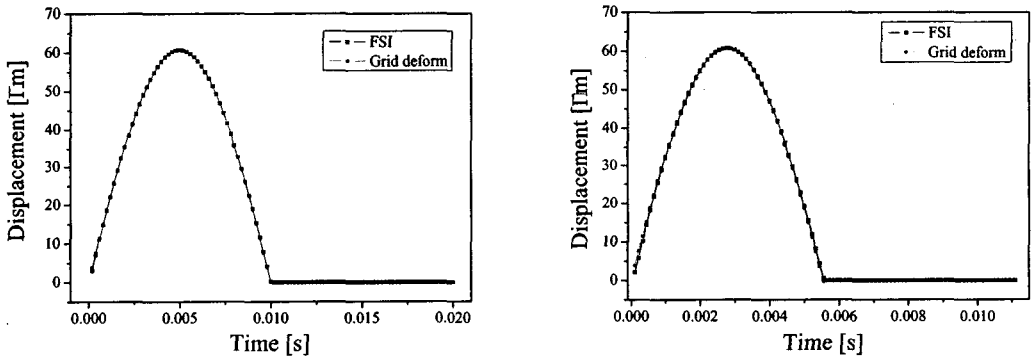
계산 모델에 따른 압전 디스크의 거동특성을

파악하기 위하여 평판형과 비평판형 마이크로 펌프에 대하여 FSI 모델과 grid deform 모델을 이용하여 디스크의 변위를 계산하였다. Fig. 2는 압전 디스크의 위치와 시간에 따른 변위를 나타내는데, FSI 모델(평판형)의 경우가 grid deform 모델(비평판형)의 경우보다 디스크 전체의 변형량이 더 크다는 것을 알 수 있다. 또한, 시간에 대한 디스크의 최대 변위는 Fig. 3과 Fig. 4에 나타



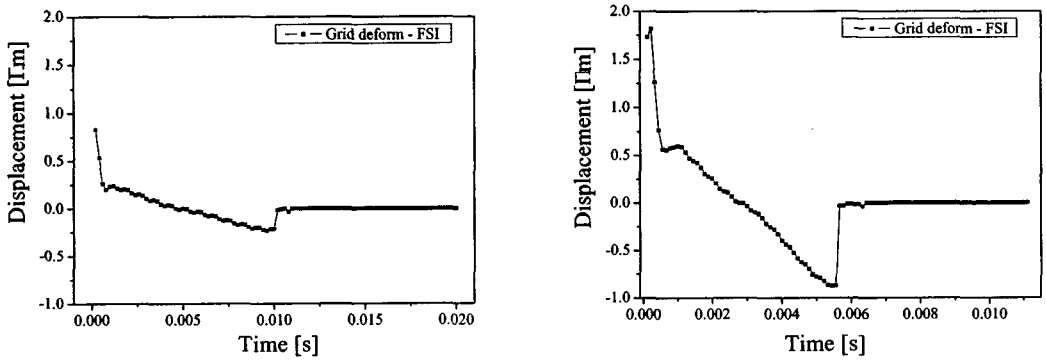
(a) Grid deform model (b) FSI model

Fig. 2 Displacements of piezo disk (f=50 Hz).



(a) 50 Hz (b) 90 Hz

Fig. 3 Two maximum displacements of the piezo disk vs. time.



(a) 50 Hz (b) 90 Hz

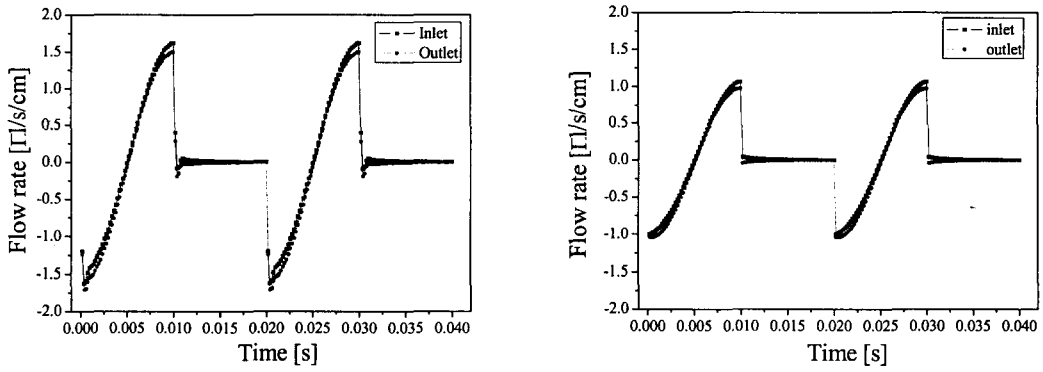
Fig. 4 Difference of the two maximum displacements vs. time.

낸 바와 같이, 50 Hz와 90 Hz 두 경우 모두 디스크가 상승하기 시작하는 초반부에 변위차(grid deform 모델에 의한 변위－FSI 모델에 의한 변위)가 가장 크고, 그 이후에는 거의 선형적으로 감소하다가 디스크의 하강이 끝나가는 종반부에서는 그 차이가 음(－)의 값이 됨을 알 수 있다. 그리고 최대 변위차는 50 Hz보다는 90 Hz에서 더 크게 나타났다. 이로부터 디스크의 최대 변위가 발생하는 시기는 거의 동일하나, FSI 모델에서 디스크의 변형이 조금 늦게 일어남을 알 수 있다.

Grid deform 모델은 위치에 따른 변위함수의 가정 및 시간에 따른 최대 변위가 전압과 동일한 형태로 거동한다는 가정을 안고 있다. 따라서 grid deform 모델은 평판형에서의 디스크의 거동을 정확히 모사할 수 없다.

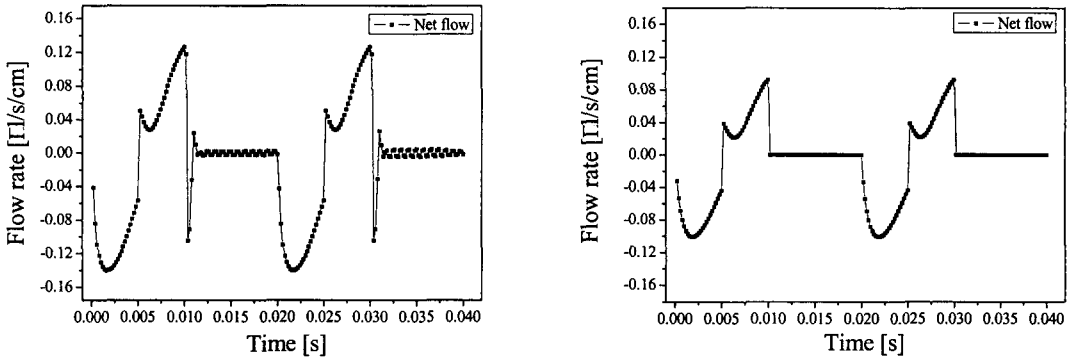
3.2 계산 모델에 따른 유동특성

주파수가 50 Hz, 90 Hz인 경우에 대하여 FSI 모델과 grid deform 모델로 수치계산을 수행하여 디퓨져와 노즐에서의 유량 및 유량차를 Figs. 5~8에 나타내었다. 여기에서 음(－)의 유량은 디퓨져와 노즐에서 각각 마이크로 펌프 밖으로 유체가 유출되는 것을 의미하고, 양(＋)의 유량은 펌프 내로 유체가 유입됨을 의미한다. 이들 그림에서, 디스크가 상승하는 시기에는 디퓨져(출구)에서 유출되는 유량이 노즐(입구)에서 유출되는 유량보다 더 많다. 반대로 디스크가 하강하는 시기에는 유동방향이 반대로 바뀌므로 디퓨져와 노즐의 역할이 바뀌어 입구에서 더 많은 유량이 유입됨을 알 수 있다.



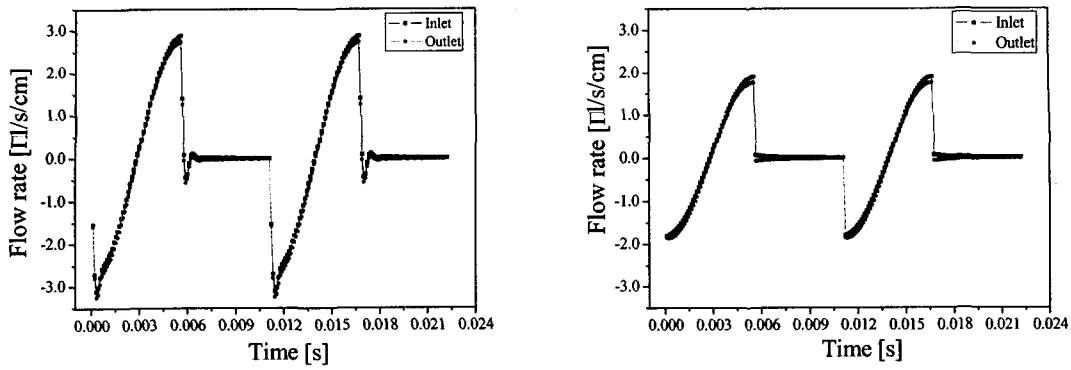
(a) FSI model (b) Grid deform model

Fig. 5 Flow rates at the inlet and outlet for f=50 Hz.



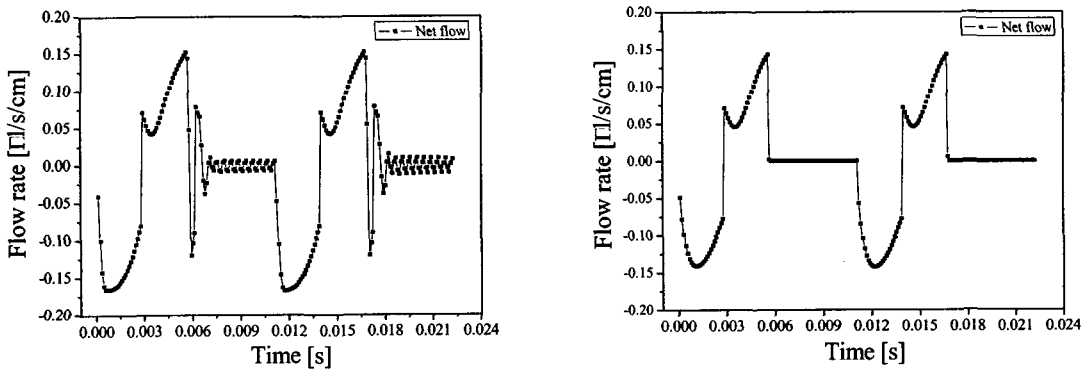
(a) FSI model (b) Grid deform model

Fig. 6 Difference of the flow rates at the inlet and outlet for f=50 Hz.



(a) FSI model (b) Grid deform model

Fig. 7 Flow rates at the inlet and outlet for f=90 Hz.



(a) FSI model (b) Grid deform model

Fig. 8 Difference of the flow rates at the inlet and outlet for f=90 Hz.

Figs. 5~6에 나타낸 바와 같이 주파수가 50 Hz인 경우에, grid deform 모델보다 FSI 모델에서 입출구 유량 및 유량차가 더 크게 나타났다. 그 이유는 FSI 모델의 경우에서 디스크의 변형이 더 크기 때문이다. 또한, 입출구 유량 및 유량차의 분포형태는 두 모델에서 서로 유사한 경향을 나타내었다. 그러나 디스크가 하강운동을 마치고 정지할 때, grid deform 모델에서는 유동이 매우 빠르게 정지하지만, FSI 모델에서는 일정시간 동안 유체의 미약한 감쇠 섭동이 발생한다. 이것은 grid deform 모델의 경우에는 디스크의 하강운동 종료 후의 변위값은 "0"으로 일정하게 입력되지만, FSI 모델에서는 디스크가 곧바로 정지되지 않고 미세하게 감쇠 진동하기 때문이다. 또한, 시간평균유량은 FSI 모델의 경우에 약 2.83 μl/s/cm, grid deform 모델에서는 약 2.05 μl/s/cm로 나타났다.

주파수가 90 Hz인 경우에는 Figs. 7~8에 나타낸 바와 같이 두 모델 모두 입출구 유량 및 유량차의 분포형태는 50 Hz인 경우와 유사하지만, 유량의 최대값은 더 크다. 그리고 FSI 모델의 경우에는 디스크의 하강운동 종료 후의 유체의 감쇠 섭동이 50 Hz의 경우보다 훨씬 더 현저하다. 그리고 시간평균유량은 FSI 모델의 경우에 약 3.76 μl/s/cm, grid deform 모델에서는 약 3.61 μl/s/cm로 두 모델에서 모두 50 Hz일 때보다 유량이 더 크게 나타났다.

4. 결 론

본 연구에서는 디퓨저와 노즐을 사용하는 압전 구동방식 마이크로 펌프에 대하여 FSI 모델 및 grid deform 모델을 이용하여 비정상 2차원으로

수치해석을 수행하였다. 두 가지 계산모델의 차이를 확인하기 위해 압전 디스크의 변위 형상특성과 시간에 따른 최대 변위 등의 거동특성 및 최대 유량, 입출구 유량차 등의 유동특성을 주파수 50 Hz 및 90 Hz에 대하여 파악하였다.

수치해석 결과 FSI 모델(평판형)과 grid deform 모델(비평판형)으로 계산한 결과 사이에 차이가 있음을 알 수 있었다. 즉, FSI 모델의 경우에서 디스크의 변형 및 입출구 유량이 더 크게 나타났으며, FSI 모델의 경우에는 디스크가 하강운동 종료 후에 곧바로 정지하지 않고 감쇠 진동을 하였다. 그리고 주파수가 50 Hz일 때보다 90 Hz일 때에 시간평균유량이 더 큰 것으로 파악되었다.

본 연구에서는 다양한 형상 설계를 갖는 압전 구동 방식 마이크로 펌프의 성능을 해석할 수 있는 방법론을 제시하였다.

후 기

이 연구는 2003년도 경희대학교 개교 55주년 기념 학술진흥 특별연구비 지원사업에 의해 연구되었으며, 이에 감사드립니다.

참고문헌

1. Stemme, E. and Stemme, G., 1993, A valve-less diffuser/nozzle-based fluid pump, Sensors and Actuators A, Vol. 39, pp. 159-167.
2. Olsson, A., Stemme, G. and Stemme, E., 2000, Numerical and experimental studies of flat-walled diffuser elements for valve-less micropumps, Sensors and Actuators A, Vol. 84, pp. 165-175.
3. Schulte, S., Maurer, A. and Bungartz, H., 1995, Modular solution approach for simulation of coupled physical phenomena, in Simulation and Design of Microsystems and Microstructures, Computational Mechanics Publications, Southampton, pp. 201-210.
4. Anderson, H., van der Wijngaart W., Nilsson, P., Enoksson, P. and Stemme, G., 2001, A valve-less diffuser Micropump for microfluidic analytical systems, Sens. Actuators B, Vol. 72, pp. 259-265.
5. Nguyen, N. T. and Yuang, X. Y., 2000, Numerical simulation of pulse-width-modulated micropumps with diffuser/nozzle elements, Nanyang Technological Univ.
6. Song, Y. S., 2002, Numerical simulation of flow in a piezoelectric diffuser/nozle-based micropump for microfluidic application, MS thesis, KAIST, Daejeun, Korea.