

다양한 동작신호의 사용에 따른 연동형 마이크로 펌프의 성능 향상

홍표환¹ · 정동건¹ · 표대승¹ · 이종현¹ · 조찬섭² · 김봉환^{3,+}

Performance Improvement of Peristaltic Micropump Using Various Actuating Signal

Pyo-Hwan Hong¹, Dong-Geon Jung¹, Dae-Seong Pyo¹, Jong-Hyun Lee¹, Chan-Seob Cho², and Bonghwan Kim^{3,+}

Abstract

This paper described the development of electrostatically driven peristaltic micropump. The proposed micropump consists of a flexible membrane and a single chamber which electrodes are inserted. The single chamber is divided into smaller cells by the electrodes. The fabricated micropump was operated with four electrodes in the membrane and a various phase sequencing actuation. We studied the changes in the flow rate corresponding to the actuating signal applied to the micropump under the zero hydraulic pressure difference between Inlet port and outlet port. The pump was operated from 60 to 130 V. Whereas the maximum flow rate in basic actuating signal is about 83 $\mu\text{l}/\text{min}$ at 15 Hz, the maximum flow rate in optimized actuating signal is about 114 $\mu\text{l}/\text{min}$ at 10 Hz.

Keywords : μTAS , Micropump, Peristaltic motion, Electrostatic force

1. 서론

최근 마이크로 유체 시스템(microfluidic system)에 대한 개발의 필요성이 대두되고 있다. 마이크로 유체 시스템은 마이크로 밸브나 마이크로 펌프 등을 사용하여 혼합 반응, 주입 및 유체 내에서 구성요소를 분리하는 등의 다양한 기능을 가진다[1-3]. 최근에는 마이크로 펌프가 micro-TAS (Micro Total Analysis System)등에 응용되어 인체 내부에 삽입이 가능한 삽입형 의료기기 분에서도

활용되고 있다. 또한 생체분석, 유전자해석(DNA analysis), 자동투약시스템(drug delivery system)등에도 응용이 되고 있다. 마이크로 유체 시스템은 소형화가 가능한 장점으로 인해서 의료기기분야에서의 수요가 계속되어 왔다. 특히 최근에는 마이크로 유체 시스템을 탑재하려는 응용 분야가 확대성을 강조하고 있어, 소형 및 저소비전력의 특성이 더욱 강조되는 측면이 있다. 아울러 의료 분야에서의 응용이 기대되면서 제어의 정확성 역시 중요한 요구 성능 중 하나이다. 이와 같이, 여러 분야에서 마이크로 펌프에 대한 관심이 커지면서, 펌프구조 및 동작원리에 대한 연구가 전 세계적으로 이루어지고 있다[1-6]. 대부분의 마이크로 펌프의 구동력을 제공하기 위한 구동기술은 멤브레인의 기계적인 변형을 통한 펌핑 방법을 이용하고 있다. 멤브레인의 기계적인 변형을 위한 대표적인 방법으로는 압전 방식[7-9], 정전 방식[9-10], 열공압 방식 등의 다양한 방법이 있다[9-11]. 또한 최근 들어, 인간의 장 운동을 모방한 연동형 마이크로 펌프가 각광받고 있다[6-11]. 연동형 펌프가 각광받고 있는 이유는 밸브 또는 디퓨저/노즐이 없이도 유체의 방향을 임의로 조절할 수 있기 때문이다. 따라서 밸브를 제작할 필요가 없기 때문에 공정이 매우 단순해지며 밸브의 마모나 특성 변형문제로부터 자유로워질 수 있다. 기존에 발표되었던 대부분의 연동형 펌프는 각각의 멤브레인을 가지는 3개의 챔버를 직렬로 연결시켜 압전 또는 공압형 방식을 이용한 것이 대부분이다. 이러한 형태의 연동형 펌프들은

¹경북대학교 전자전기컴퓨터학부(School of Electronics Engineering, Kyungpook National University)

702-701, Kyungpook National University, Sangyeok 3-dong, Buk-gu, Daegu, Korea

²경북대학교 산업전자전기공학부(School of Electrical Engineering, Kyungpook National University)

742-711, Kyungpook National Univ. Sangju Campus, Gajang-dong, Sangju-si, Gyeongbuk, Korea

³대구가톨릭대학교 전자공학과(Department of Electronics Engineering, Catholic University of Daegu)

712-702, Catholic University of Daegu, 13-13 Hayangro, Hayang-eup, Gyeongsan-si, Gyeongbuk, Korea

⁺Corresponding author: bhkim@cu.ac.kr

(Received : Aug. 14, 2013, Revised : Oct. 14, 2013, Accepted : Oct. 15, 2013)

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

각각의 챔버내에서 Dead Volume이 많이 발생할 뿐만 아니라 이상적인 연동운동과는 차이가 많이 난다. 또한 압전방식과 열공압 방식의 느린 응답성으로 인해 효율적인 유체 이동에 제약이 있다. 앞서 제안된 논문에서는 연동형 펌프의 단점을 보완하고 이상적인 연동운동을 구현하기 위하여 단일 챔버에 다중전극 구조를 가지는 정전 방식의 연동형 펌프를 개발하였다. 정전방식으로 펌프를 구동함으로써, 저전력으로 구동이 가능해지고, 단일 챔버에 다중전극을 설치함으로써 이상적인 연동운동을 재현하였으며, Dead Volume을 최소화 하였다. 또한, 정전 방식의 장점인 빠른 반응 속도로 인해 효율적인 유체 이동을 실현하였다[12].

본 연구에서는 임베디드시스템(embedded system)을 사용하여 기존에 단일 신호밖에 적용 할 수 없었던 구동회로를 개선하여 복잡성을 줄이고, 사용자가 다양한 입력신호를 사용 가능하게 제작하였다. 마이크로 펌프에 다양한 입력신호를 인가함에 따라 변화하는 유량을 분석하여 좀 더 효율적인 연동운동이 가능한 펌프를 제안하였다.

2. 연구 방법

기존의 연동형 펌프는 3개 이상의 독립된 챔버를 가지고 있으며, 각각의 챔버에서 동작하는 멤브레인이 존재한다. 하지만 본 논문에서 제안된 펌프는 단일 챔버 형태에 다중전극이 삽입된 멤브레인이 결합된 형태이다.

Fig. 1은 제안된 펌프의 구조를 나타내고 있다. 마이크로 펌프는 챔버, 멤브레인, Inlet/Outlet 으로 구성되었으며, 챔버 바닥의 전극과 멤브레인 사이에 있는 전극에 전압을 인가하게 되면 두 전극간에 정전력이 발생하게 된다. 멤브레인 사이에 삽입된 4개의 전극에 순차적으로 신호를 보내면 연동운동이 가능하게 된다. Fig. 1은 다

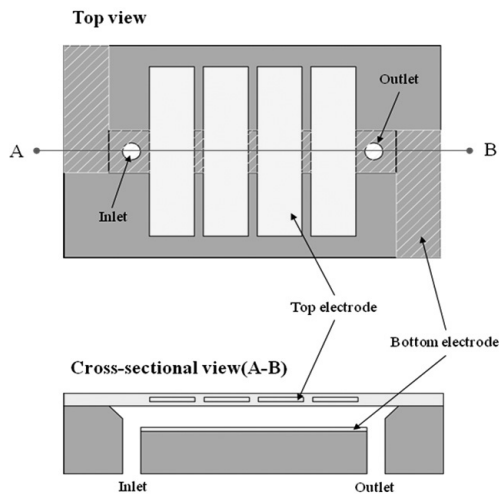


Fig. 1. Concept of electrostatic peristaltic micropump with multi-electrodes.

중전극 구조의 정전형 연동 마이크로 펌프 개념도이다. 마이크로 펌프 챔버는 실리콘 기판을 이용하여 제작되었으며, 챔버의 크기는 가로 32 mm, 세로 5 mm, 깊이 17 μ m이다. 마이크로 펌프 챔버 내부에 형성된 Inlet/Outlet hole은 직경 2 mm 크기로 형성되었다.

박막의 두께는 총 3 μ m이며, 박막 사이에 삽입된 전극은 알루미늄으로, 두께는 200 nm이다. 박막으로 사용한 폴리이미드는 Dupont사의 PI-2545이다.

Table 1은 PI-2545의 물성을 나타낸 표이다. 실험에 사용된 PI-2545는 약 1.5 μ m 두께까지 일정하게 도포가 가능하여 박막을 구동하는 전압의 크기를 상당히 낮출 수 있다. 또한, 화학적으로 매우 안정하며, 에폭시 접착제를 통한 실리콘이나 산화막 표면과의 접착성이 매우 우수하여 마이크로 펌프의 박막 재료로서 적합하다.

Table 1. Properties of PI-2545

Tensile strength	260 MPa
Elongation	100 %
Modulus	2.3 GPa
Moisture uptake at 35% Humidity	1.2 %
Moisture uptake at 85% Humidity	3.1 %
Dielectric breakdown field	2×10^8 V/cm
Dielectric constant	3.3

Fig. 2는 제작된 마이크로 펌프의 사진이다. Fig. 2 (a)는 실리콘 웨이퍼로 제작된 챔버이고 250 nm 두께의 Au 증착으로 만들어진 전극과, Inlet/outlet hole 이 형성되어 있다. Fig. 2 (b)는 폴리이미드 박막으로 제작된 멤브레인이며, 3 μ m 두께의 폴리이미드 박막 내에 4개의 알루미늄 전극이 삽입되어 있다. 제작된 챔버와 멤브레인을 접착제를 사용하여 Fig. 3과 같은 형태로 접합한 후, 건식식각공정을 이용해 배선 할 수 있는 영역의 폴리이미드를 제거하였다.

본 논문에서는 Fig. 3에 설명된 3개의 신호를 적용하여 폴리이미드

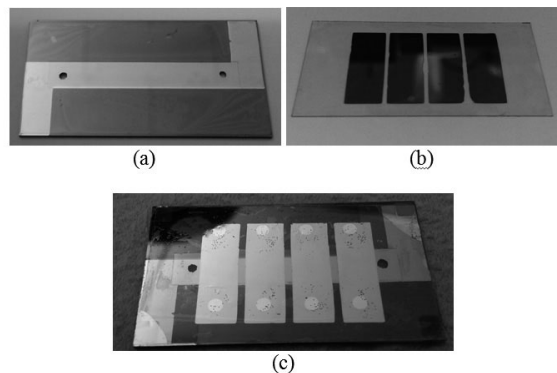


Fig. 2. Fabricated electrostatic peristaltic micropump with multi-electrodes; (a) Fabricated micropump chamber, (b) fabricated polyimide membrane, and (c) micropump with multi-electrodes after bonding with (a) and (b).

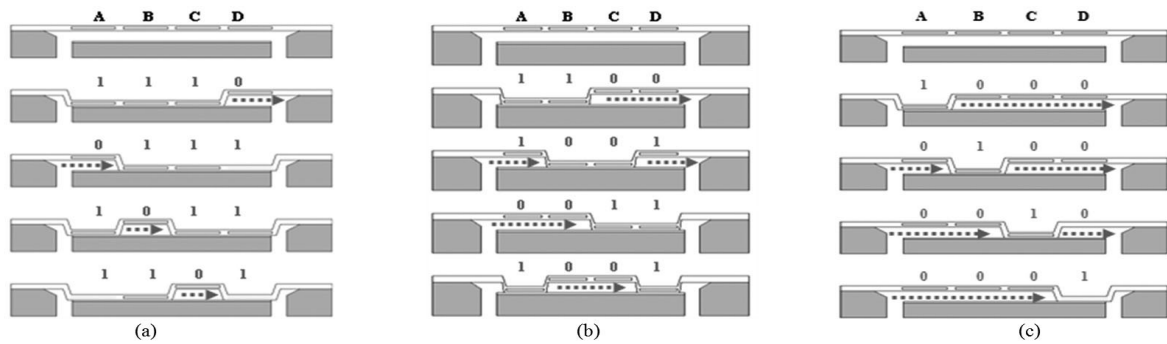


Fig. 3. Pumping sequences; (a) 4P3E, (b) 4P2E, and (c) 4P1E. Where 4P2E is 4 pumping with 3 electrodes, 4P2E is 4 pumping with 2 electrodes and 4P1E is 4 pumping with a electrode.

박막 전극에 적절한 전압을 인가함으로써, 각 신호에 따른 유량 변화를 측정했다.

Table 2. 는 Fig. 3의 신호에 대한 분석을 나타낸 표이다. T_1 은 4개의 멤브레인 전극 중에서 1개의 전극이 동작하는데 걸리는 시간을 나타낸다. 한 주기 동안 전극이 동작하는데 걸리는 시간은 $4T_1$ 으로 3개의 신호 모두 동일하다. 그러나 멤브레인이 동작하는 과정에서 유량손실이 없다고 가정한다면, 한 주기 동안 outlet을 빠져나가는 유량은 각 신호마다 다르게 되고, 이에 따라 각 신호마다 측정되는 유량이 4P1E가 가장 클 것이라는 사실을 가정 할 수 있다.

Table 2. Analysis of the actuating signal in Fig. 3

Signal name	Full cycle period	Volumetransfer redper cycle	Volume flow rate
4P1E	$4 T_1$	V_1	$V_1 / 4T_1$
4P2E	$4 T_1$	$1/2 V_1$	$V_1 / 8T_1$
4P3E	$4 T_1$	$1/4 V_1$	$V_1 / 16T_1$

* T_1 : Single electrode actuation time($T_1 = \text{frequency}^{-1}$)
 * V_1 : Chamber volume(When single electrode id pumped)

3. 결과 및 고찰

제작된 마이크로 펌프의 특성을 알아보기 위하여 Fig. 4와 같은 실험 측정환경을 구성 하였다. 기존에 사용하였던 회로는 논리회로를 사용하여 입력신호의 변화가 어려웠으나, 개선된 회로에는 VHDL code를 처리 할 수 있는 programmable logic device (PLD) module (EPM7128STC100)을 사용하였기 때문에, 사용자가 손 쉽게 원하는 입력신호를 제작 할 수 있다. 정전력으로 마이크로 펌프를 구동하기 위해서, 사용자가 컴퓨터에서 VHDL code를 작성하여 PDL module에 전송하면, PLD module에서는 이를 해석하여 원하는 신호를 5 V의 크기로 출력해 낸다. 출력된 5 V의 신호를 Power transistor에서 60~130 V 이상 증폭시켜 마이크로 펌프의 박막을 구동시키게 된다. 마이크로 펌프의 Inlet/Outlet에 테

프론 튜브를 PDMS puck을 이용하여 고정시킨 다음, Outlet에 물방울을 적절한 위치에 주입시킨다. 마이크로 펌프가 동작하기 시작 하면 펌핑되는 공기의 힘에 의해 테프론 튜브에 있는 물방울이 조금 씩 이동한다. 물방울이 이동하는 현상을 카메라로 촬영하고, 동영상 분석 프로그램을 사용하여 물방울의 이동속도를 측정한다. Fig. 5는 inlet/outlet 튜브의 높이차에 따른 마이크로 펌프의 유량을 측정하기 위한 실험환경을 도식화 한 그림이다.

제작된 마이크로 펌프의 성능을 측정하기 위해 펌프에 인가되는 전압을 0~120 V 까지 변화시켜 인가해본 결과, 60 V 이상부터 마이크로 펌프의 박막이 움직이기 시작하였다. 제작된 마이크로 펌프가 60 V 이상의 전압에서 동작함을 확인한 후, 주파수를 2~40 Hz 까지 변화시켜가며, 마이크로 펌프의 성능을 측정하였다. 이 때, 마이크로 펌프에 인가되는 전압의 크기는 90 V로 고정하였다. Fig. 6은 제작된 마이크로 펌프가 연동운동 하는 장면을 캡처한 사진이다. Fig. 7은 마이크로 펌프가 동작할 때 물방울의 이동 모습을 보여주 고 있다. Fig. 9는 마이크로 펌프에 인가되는 전압 변화에 따른

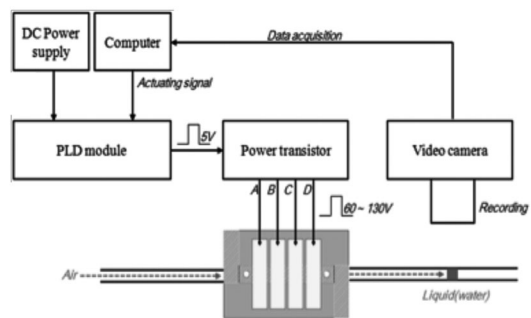


Fig 4. Schematic of flow rate measurement.

유량을 나타내는 그래프이다. Fig. 10에는 4P2E의 신호를 사용하여 마이크로 펌프를 구동시켰다. 60 V의 전압을 인가 했을 때부터 동작하기 시작하였고, 90 V에서 가장 높은 83 $\mu\text{l}/\text{min}$ 정도의 유량이 측정된 것을 확인하였다. Fig. 9는 Fig. 3에 설명된 3개의 신호를 이용해 마이크로 펌프를 구동시키고, 동작 주파수 변화에 따른

유량을 나타낸 그래프이다. 측정 결과, 4P3E에서 가장 높은 104 $\mu\text{l}/\text{min}$ 의 유량이 측정되었고, 3개의 신호 모두 10 Hz에서 가장 높은 유량을 나타내었으며, 그 이상의 주파수에서는 감소하였다. 이는 특정 주파수 이상에서 인가된 전압의 변화 속도에 비해 박막의 변형이 따라가지 못하기 때문이다.

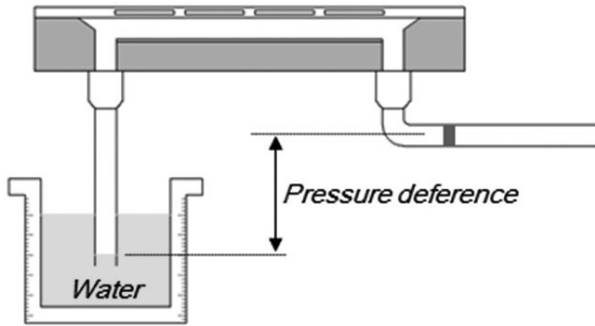


Fig. 5. Experiment setup for micropump flow rate under pressure difference.

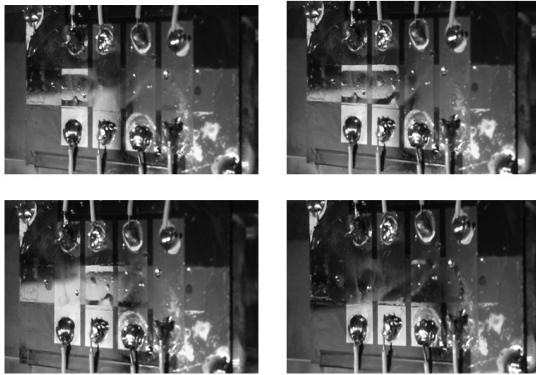


Fig. 6. Peristaltic movement of fabricated micropump after applied threshold voltage.

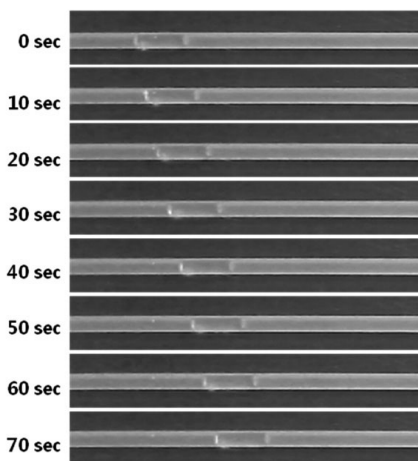


Fig. 7. The captured images of the meniscus flow in the capillary tube at 10 Hz and 90 V.

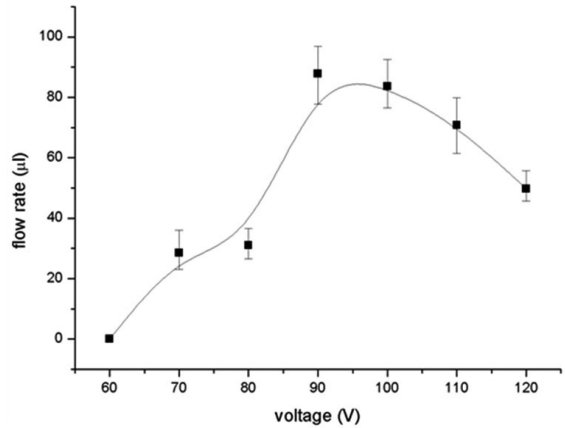


Fig. 8. Flow rate as a function of voltage when frequency (10 Hz) was applied.

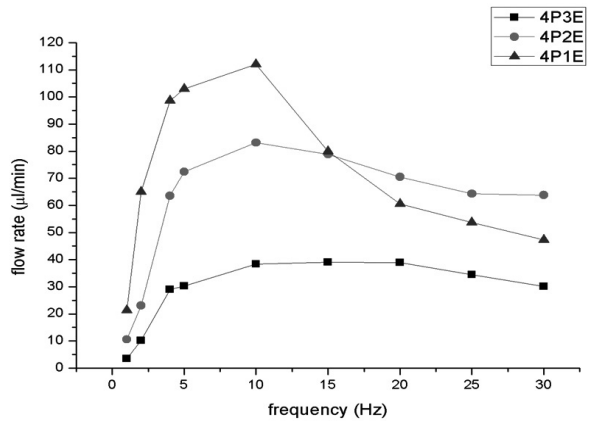


Fig. 9. Flow rate as a function of frequency when voltage (90 V) was applied.

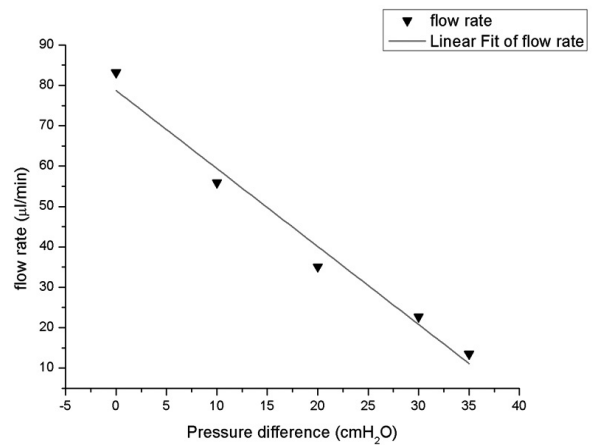


Fig. 10. The measured flow rate of the micropump for the backward hydraulic pressure difference. (When the signal of 4P2E is applied).

4. 결론

본 논문에서는 기존에 제작된 정전력으로 구동되는 연동형 마이크로 펌프의 성능을 향상시키는 연구를 하였다. 제작된 펌프는 독립된 챔버를 하나의 챔버로 결합시킨 구조에 다중전극이 있는 박막을 정전력을 통해 구동하여 Dead volume을 최소화 하는 동시에 이상적인 연동운동과 가깝게 동작하게 하였다. 또한 기존에는 논리 회로를 사용한 구동회로로 인해 다양한 구동신호의 변화를 적용하기 어려웠으나, 이번 연구에서 제안된 구동회로는 PLD module을 사용하여 쉽게 동작신호를 변경이 가능하도록 제작되었다. 제작된 마이크로 펌프는 60 V의 문턱전압 값을 가지며, 인가되는 전압의 주파수가 증가할수록 마이크로 펌프의 성능은 향상되었다가 약 10 Hz 이상부터는 감소하였다. 이는 10 Hz 이상의 주파수에서는 인가된 신호의 변화 속도에 박막의 변형 속도가 따라가지 못하기 때문이다. 마이크로 펌프에 인가되는 구동신호를 다르게 하여 측정된 결과, Fig. 3에 설명된 4P3E의 신호를 사용하였을 때 가장 높은 114 μ l/min의 유량이 측정되었으며 이때, 구동 전압 및 주파수는 각각 90 V, 10 Hz가 적용되었다. 그리고 inlet/outlet 튜브의 높이 차가 36 cm가 될 때 까지 마이크로 펌프가 동작하는 것을 확인 하였다. 본 논문에서 제안된 다중 전극 구조의 정전형 연동 마이크로 펌프는 박막의 순차적인 변형에 의해 연동운동을 함으로써, 밸브나 디퓨저가 없이도 유체의 방향이나 흐름을 임의로 조절할 수 있게 되었다. 따라서, 밸브나 디퓨저를 삽입해야 하는 공정의 어려움을 피할 수 있다. 또한, 하나의 챔버 내에 다수의 전극을 설치하여 이상적인 연동운동을 실현함으로써 효율적인 유체이동이 가능해졌다. 제작된 마이크로 펌프는 생명과학, 의학, 화학, 의료 등 산업체 및 가스 크로마토그래피 등 국방과학 분야에 적용이 가능하리라 기대된다.

감사의 글

본 과제(결과물)는 교육과학기술부의 재원으로 지원을 받아 수행된 산학협력 선도대학(LINC) 육성사업의 연구결과입니다.

이 논문은 2013년도 정부(교육부)의 일부 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것임(2013R1A1A4A01012255).

REFERENCES

- [1] F. Amirouche, Y. Zhou, and T. Johnson, "Current micropump technologies and their biomedical applications", *Microsyst Technol.*, Vol. 24, pp. 646-666, 2009.
- [2] O. Francais, I. Dufour, and E. Sarraute, "Analytical static modelling and optimization of electrostatic micropumps", *J. Micromech. Microeng.*, Vol. 7, pp. 183-185, 1997.
- [3] M. M. Teymoori and E. Abbaspour-Sani, "Design and simulation of a novel electrostatic peristaltic micromachined pump for drug delivery applications", *Sens. Actuator A-Phys.*, Vol. 21, pp. 222-229, 2004.
- [4] T. Y. Ng, T. Y. Jiang, H. Li, K. Y. Lam, and J. N. Reddy, "A coupled field study on the non-linear dynamic characteristics of an electrostatic micropump", *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 7, pp. 989-1006, 2003.
- [5] P. Srinivasan, C.O. Gollasch, and M. Kraft, "Three dimensional electrostatic actuators for tunable optical micro cavities", *Sens. Actuator A-Phys.*, Vol. 13, pp. 191-198, 2010.
- [6] T. T. Nguyen, M. Pham, and N. S. Goo, "Development of a peristaltic micropump for bio-medical applications based on mini LIPCA", *Journal of Bionic Engineering*, Vol. 5, No. 2, pp. 135-141, 2008.
- [7] O. C. Jeong, S. W. Park, S. S. Yang, and J. J. Pak, "Fabrication of a peristaltic PDMS micropump", Vol. 9, pp. 453-458, 2005.
- [8] D. S. Lee, H. C. Yoon, and J. S. Ko, "Fabrication and characterization of a bidirectional valveless peristaltic micropump and its application to a flow-type immunoanalysis", *Sens. Actuator A-Phys.*, Vol. 1, pp. 409-415, 2004.
- [9] E. G. Kim, J. G. Oh, and B. K. Choi, "A study on the development of a continuous peristaltic micropump using magnetic fluids", *Sens. Actuator A-Phys.*, Vol. 7, pp. 43-51, 2006.
- [10] J. S. Yoon, J. W. Choi, I. H. Lee, and M. S. Kim, "A valveless micropump for bidirectional applications", *Sens. Actuator A-Phys.*, Vol. 21, pp. 833-838, 2006.
- [11] G. Guisbiers and M. Wautelet, "Materials selection for micro-electromechanical systems", *Materials and Design*, Vol. 10, pp. 246-248, 2005.
- [12] D. G. Jung, "Fabrication of peristaltic micropump with multi-electrode using electrode force", Master's Thesis, Kyunbook National University, Daegu, Korea, 2011.