

Fabrication of a Flexible Flap Valve for Drug Delivery Systems

임인호* · 이기정* · 심우영** · 양상식*
(In Ho Lim · Ki Jung Lee · Woo Young Sim · Sang Sik Yang)

Abstract - This paper reports on a flexible flap valve actuated by electromagnetic force under a constant pressure source. The flexible flap valve consists of the three main components: a flexible flap with a steel disk embedded in PDMS, an electromagnetic actuator and two glass plates with inlet and outlet. The flap valve is fabricated by SU-8 mold process, the EDM process and oxygen plasma treatment. The dimension of an assembled flap valve is 12 [mm] × 20 [mm] × 28 [mm]. The stroke volume of the flap valve is measured for various pressures. And the time of the applied input voltage is varied to change the open time of the valve. When the input voltage of 30 [V] is applied for 0.25 [s], the minimum stroke volume of the flap valve is 40 [μL] at 70 [kPa].

Key Words : Flap valve, Electromagnetic, Drug delivery systems, PDMS

1. 서론

지난 수 십 년간 효과적인 약물전달을 위한 다양한 방법과 장치가 개발되어져 왔으며, 최근 마이크로머시닝 기술을 적용하여 제작된 마이크로 펌프와 마이크로 밸브는 새로운 개념의 체내 이식형 약물전달 장치 개발의 핵심기술로 평가되고 있다[1-3]. 체내 이식형 약물 전달 장치는 한 번의 시술로 장시간을 사용해야 하기 때문에 전력소비가 아주 중요한 핵심 사항이며 그 핵심 구성 요소인 마이크로 펌프와 마이크로 밸브는 장기 치료가 가능하도록 저전력으로 동작되는 것이 필요하다.

마이크로 밸브는 크게 능동형 밸브와 수동형 밸브, 두 가지 유형으로 구분한다. 능동형 밸브는 정전기력과 자기력, 전자기력, 압전효과 등을 이용하여 구동된다[4-7]. 정전기력과 압전 효과로 동작하는 밸브는 응답속도가 빠른 장점이 있지만 구동 전압이 높은 단점이 있다. 반면에 수동형 밸브는 마이크로 펌프 등의 다른 소자의 움직임에 의존하여 동작한다. 얇은 막이나 작은 구형 물체, 플랩 등을 이용하여 유체의 흐름을 한 쪽 방향으로만 흐르게 하는 수동형 밸브는 구조가 간단하고 제작이 쉬운 장점이 있으나 누수에 대한 조절이 어려운 단점이 있다[8-10].

본 논문에서는 작동이 용이한 전자력을 채택하였고 누수에 대한 조절이 가능도록 능동형으로 설계하고 제작하였다.

특히 체온에서 일정한 기체 압력을 구동력으로 하여 전력 소모가 없는 약물 전달 장치에 적합하도록 유연한 플랩을 가진 상시 닫힘형 구조로 제작되었다[11,12]. 유연한 플랩은 생체 적합한 물질인 PDMS를 사용하여 제작하였으며 입구와 출구는 유리 기판을 사용하였다. 스퍼터를 이용하여 Ti/Au를 출구가 있는 유리 기판 위에 증착하여 PDMS 플랩과 유리 기판의 접착력을 최소화하여 동작을 원활하게 하였고 음성 감광제(SU-8 2100)를 사용하여 몰드를 제작하여 플랩과 전자력 구동기와의 거리를 정밀하게 제작하였다. 플랩 밸브는 PDMS에 철판이 삽입된 유연한 플랩과 입구와 출구가 있는 유리 기판, 전자력 구동기로 구성되어 있으며 제작된 플랩 밸브의 크기는 12 [mm] × 20 [mm] × 28 [mm]이다. 밸브의 특성을 측정하기 위하여 정방향에서의 누수량을 실험하였으며 30 [V]의 전압을 인가하고, 다양한 압력에서 약물의 토출량을 측정하였다.

2. 본론

2.1 구조 및 작동 원리

2.1.1 체내 이식형 약물 전달 장치

본 논문에서 제안한 플랩 밸브가 적용될 약물 전달 장치는 크게 공압 챔버, 약물 저장고, 제어기, 밸브로 구성 되어 있다[11]. 그림 1은 약물 전달 장치의 구조도이다. 챔버에는 압축된 이산화탄소가 용해되어 있는 물이 있으며, 이로 인하여서 약물 저장고의 압력 변화를 작게 할 수 있다. 밸브의 기능은 약물 저장고에서 몸 안으로 약물이 주입되도록 출구의 개폐를 제어한다.

* 준 회원 : 아주대학교 전자공학과 석사과정
** 정 회원 : 아주대학교 정보전자기술연구소 연구원
† 교신저자, 정회원 : 아주대학교 전자공학과 교수 · 공학박사
E-mail : ssyang@ajou.ac.kr
접수일자 : 2008년 12월 23일
최종완료 : 2009년 2월 16일

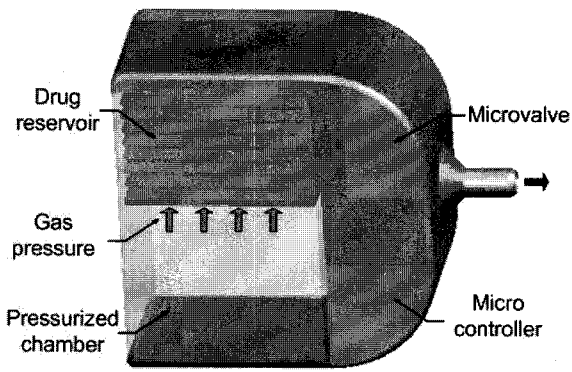


그림 1 인체 삽입형 약물 전달 장치 개략도
Fig. 1 Schematic of an implantable drug delivery system

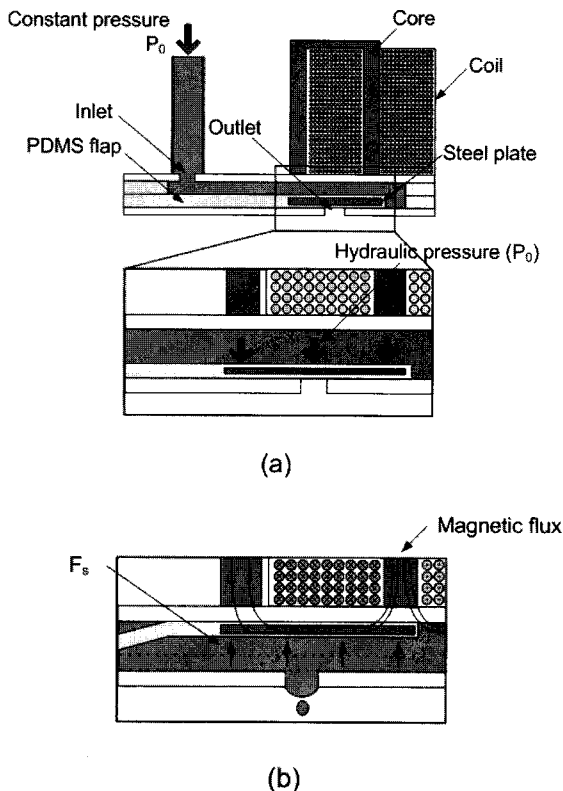


그림 2 플랩 밸브의 작동 원리
(a) 닫힌 상태, (b) 열린 상태
Fig. 2 Operation principle of the flap valve
(a) Open state, (b) Closed state

2.1.2 플랩 밸브의 작동 원리

그림 2는 플랩 밸브의 작동 원리를 설명하고 있다. 그림 2의 (a)에서 보듯이 플랩 밸브의 최초 상태는 닫혀 있고 입구는 압축 챔버에 연결되어 있다. 압축 챔버의 일정한 압력이 유연한 플랩을 누르고 있기 때문에 출구가 닫혀 있는 상시 닫힘형 상태가 된다. 플랩 밸브를 열기 위해, 코일에

전압을 인가하면 전류가 흐르게 된다. 그림 2의 (b)에서, 코일에 흐르는 전류는 자속을 발생시키고 전자력을 유도하여 PDMS에 삽입되어 있는 철판을 위쪽으로 잡아당기게 되어 밸브의 출구가 열리게 된다. 전자력의 크기는 흐르는 전류에 비례하며, 그 크기는 가장자리 효과를 무시하면 가상일의 원리에 의해 계산할 수 있다. 전압이 인가되면 코일에 흐르는 전류에 의해 유도된 힘(F_s)의 크기가 정압 소스(P_0)의 압력에 의해 플랩을 누르는 힘보다 커지게 되고, 압축되어 있는 약물 저장고에서 약물이 방출된다. 전압이 차단되면 전자력이 사라지고 약물의 압력에 의해 유연한 플랩이 강하게 출구를 밀어 닫힌 상태가 된다.

그림 3은 코일의 단면도를 나타내고 있다. 그림 3에서 코일의 코어와 철판, 간극으로 이루어진 자기회로로 생각하면 기자력 $\mathcal{J}_{mm} = NI_c = \oint H \cdot dl$ 로 나타낼 수 있다. 유도되는 자기장의 세기를 나타내며, 각각의 위치에서 발생하는 자기장의 세기를 선 적분 하면 기자력의 크기와 같게 된 N 은 자기 회로에 감긴 코일의 횡수이며 I_c 는 코일에 흐르는 전류의 크기를 나타낸다. 또한 H 는 코일에 흐르는

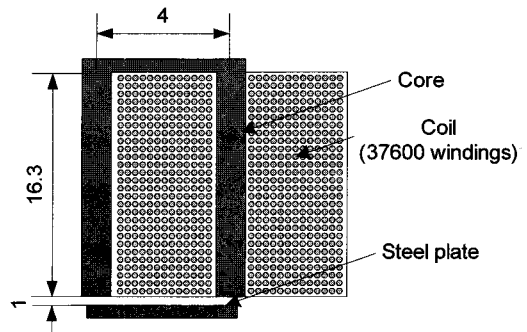


그림 3 코일의 단면도
Fig. 3 Cross section of the coil [mm]

표 1 재료 물성 및 구조의 크기
Table 1 Material property and part size

μ_0	magnetic permeability in vacuum (N/A^2)	1.25×10^{-6}
μ_w	water relative permeability	0.999992
μ_s	steel relative permeability	3000
A	cross-sectional area of gap (mm^2)	1.79
l_g	length of gap (mm)	2
l_s	length of steel (mm)	4
l_c	length of coil core (mm)	36.6
S_s	cross-sectional area of steel (mm^2)	0.48
S_c	cross-sectional area of coil core (mm^2)	10

전류로 다. 코일에서의 자기 저항 $R_c = \frac{l_c}{\mu_s S_c}$ 와 철판에서의 자기 저항 $R_s = \frac{l_s}{\mu_0 \mu_w S_s}$, 철판과 코일의 간극에서의 자기 저항 $R_g = \frac{l_g}{\mu_0 \mu_w A}$ 에 키르히호프의 법칙을 적용하면 간극에서의 기자력 $\mathcal{J}_g = \frac{R_g}{R_g + R_s + R_c} \mathcal{J}_{mm}$ 이 된다.

$\mathcal{J}_g = H_s l_g$ 이므로 간극에서의 자기장의 세기 $H_s = \frac{\mathcal{J}_g}{l_g}$ 는 된다. 계산된 간극에서의 자기장의 세기를 가상 일의 원리에 적용하면 철판에 작용하는 힘 $F_s = \mu_0 \mu_w H_s^2 A$ 가 된다 [13]. 표 1은 재료의 성질과 구조의 크기를 나타내고 있다. 37600번이 감긴 코일에 30 V의 전압을 걸어 71.3 [mA]가 흐를 때 철판에 작용하는 힘은 3.9 [N]이다.

2.2. 제작 공정

그림 4는 유리 기판과 PDMS 플랩으로 구성된 밸브 부분의 제작 공정을 나타낸다. 플랩을 만들기 위한 몰드 형성을 위해 음성 감광제 (SU-8 2100)를 250 [μm] 두께로 스펠 코팅 후 사진 공정을 통해 패터닝한다. PDMS Base와 Curing agent를 10:1로 섞은 후 진공 챔버에 넣어 기포를 제거한다. 준비된 PDMS 혼합물을 SU-8 몰드 위에 부어 큐어링 한 후 떼어 낸다. 동일한 방법으로 플랩이 동작할 수 있는 공간을 형성하기 위해 PDMS 구조물을 제작한다. PDMS 플랩과 유리 기판의 접착력을 약화시키기 위해 스퍼터를 사용하여 유리 기판 위에 Ti/Au를 100 [Å]/1000 [Å] 증착시킨다. 증착된 Ti/Au를 플랩의 모양에 맞게 패터닝한 후 EDM(Electric Discharge Machining)을 통하여 출구와 입구를 형성한다. 제작된 PDMS 플랩, PDMS 구조물, 유리 기판은 산소 플라즈마 처리하여 각각을 접착한다. 코일은 OMRON relay G2R을 사용하였다. 그림 5는 제작된 플랩 밸브이며, 밸브의 전체 크기는 12 [mm] × 20 [mm] × 28 [mm] 이다.

2.3. 결과 및 토의

2.3.1 누수 테스트

그림 6은 플랩 밸브의 특성을 측정하기 위한 실험 장치를 나타내며 그림 7은 정방향에 대한 밸브의 누수량을 측정한 결과를 나타낸 그래프이다. 정방향에 대한 밸브의 누수량을 측정하기 위하여 탈이온수(deionized water)를 사용하였다. 20 [kPa], 35 [kPa], 50 [kPa]의 압력을 주고 1 시간 동안 관찰하였다. 누수량은 20 [kPa]에서 12.5 [μL/min], 35 kPa에서 5 [μL/min], 50 [kPa]에서 2.5 [μL/min]로 압력이 증가함에 따라 감소하였다. 70 [kPa]보다 큰 압력에서는 플랩을 누르는 힘이 커져 누수가 없음을 알 수 있다.

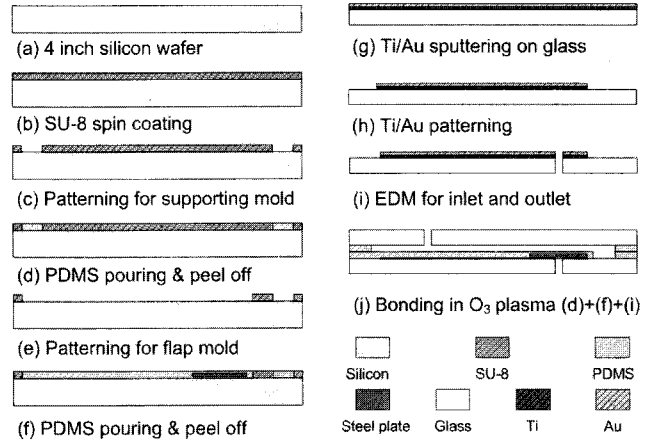


그림 4 플랩 밸브의 제작 공정도
Fig. 4 Fabrication process of the flap valve

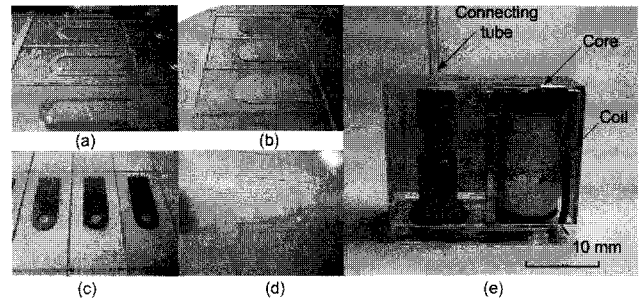


그림 5 플랩 밸브 사진
(a) SU-8 플랩 주형 (b) SU-8 구조물 주형
(c) 유리 위의 금 패턴 (d) PDMS 구조물
(e) 제작된 플랩 밸브

Fig. 5 Photograph of the flap valve
(a) SU-8 mold for flap (b) SU-8 mold for structure
(c) Au on glass (d) PDMS structure
(e) The assembled flap valve

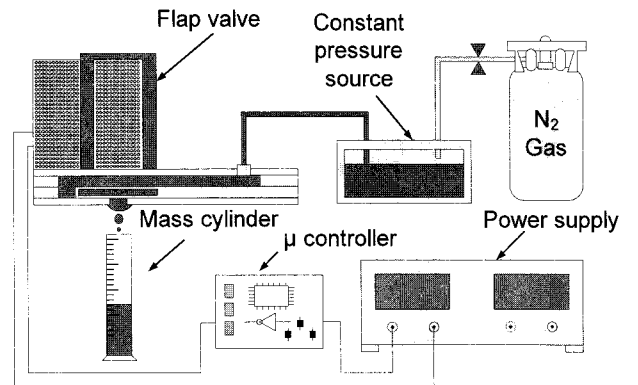


그림 6 밸브의 특성을 측정하기 위한 실험 장치
Fig. 6 The measurement setup of the valve characteristic

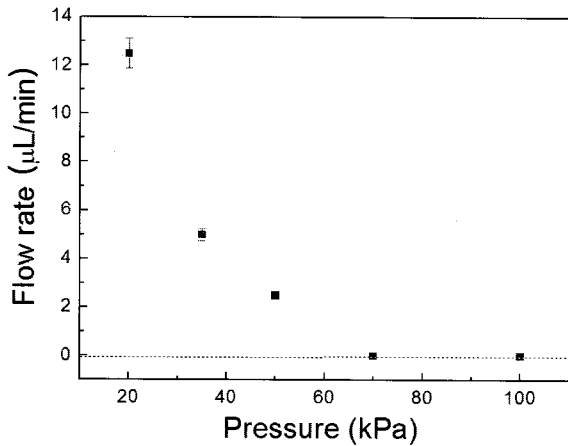


그림 7 정방향에 대한 밸브의 누수량
Fig. 7 Forward leakage flow rate

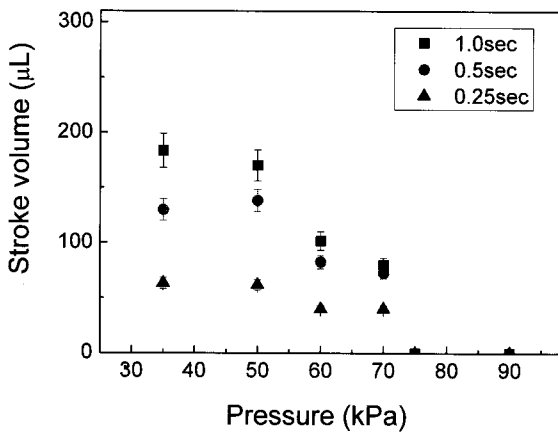


그림 8 다양한 압력에서의 밸브 토출량
Fig. 8 The stroke volume at various pressure

2.3.2 토출량 테스트

인가된 전압은 마이크로 컨트롤러를 사용하여 밸브의 개폐 시간을 조절하면서 토출된 양을 관찰하였다. 제작된 밸브 성능에 대한 균일성을 실험한 결과를 나타내고 있다. 그림 8은 30 [V]의 전압을 인가하였을 때, 다양한 압력에서 세 가지 밸브 개구시간(0.25, 0.5, 1 sec)에 대하여 입구 압력에 따른 토출량을 보여준다. 0.5초 이하에서는 토출량이 개구 시간에 비례하였지만 그 이상에서는 비선형적인 결과를 보였다. 압력이 증가할수록 토출량은 작아지며 75 [kPa] 이상에서는 밸브가 열리지 않음을 알 수 있었다. 35~50 [kPa]에서는 압력에 따른 토출량의 변화가 크지 않음을 알 수 있다. 최소 토출량은 70 [kPa]에서 30 [V]의 전압을 인가하고 0.25 초 동안 밸브를 열었을 때 40 [μL]임을 측정하였다.

플랩에 작용하는 압력을 증가시키면서 토출량을 측정할 결과 75 [kPa] 이상에서는 밸브가 열리지 않음을 알 수 있었다. 이 때 75 [kPa]의 압력이 플랩을 누르는 힘과 자기회로에서 유도하여 계산한 철판에 작용하는 힘을 비교하여 보

았다. 반지름이 2 [mm]인 철판은 75 [kPa]의 압력을 받고 있고, 반지름이 0.5 [mm]인 출구에는 대기압이 작용하고 있다. 철판과 출구의 면적을 대입하여 계산한 결과 최소 철판을 움직이기 위한 힘은 0.86 [N] 이다. 2.1.2절에서 계산된 철판에 유도되는 힘이 3.9 [N]인 것에 비해 작은 이유는 철판과 코일의 코어의 사이에서 발생하는 자기력이 완전하게 철판에 작용하지 못하기 때문이라고 생각된다. 자기 회로에서 발생된 자속이 완전하게 회로 안으로만 흐르지 않는 이유가 있을 수 있으며 가상 일의 원리를 이용하여 계산할 때 가장 자리 효과를 제외하고 계산하였기 때문에 결과 값의 차이가 있다고 생각된다. 또한 플랩과 유리 기판간의 접촉력 또한 이론적 오차의 한 요인으로 생각된다. 이론적으로 계산된 힘이 완전하게 적용될 수 있도록 구조를 개선한다면 더 좋은 밸브의 성능을 나타내리라 기대된다.

3. 결 론

본 연구에서는 일정한 압력 소스가 있는 약물 전달 장치에 적용 가능한 유연한 플랩 구조의 전자력 밸브를 제작하고, 압력에 따른 토출량을 측정하고 누수량을 측정함으로써 플랩 밸브의 성능을 측정하였다.

제작된 플랩 밸브는 플랩과 전자력 구동기 간의 거리를 정밀하게 조절함으로써 최소 토출량 단위를 작게 하여 정밀한 약물 주입을 가능하게 하였다. 유리 기판 위에 Ti/Au를 증착하여 PDMS 플랩이 유리 기판위에서 원활하게 작동하도록 제작하였다. 다양한 압력과 개구시간에서 밸브의 성능을 측정하였고 측정된 최소 토출량은 40 [μL]이다. 압력이 70 [kPa] 이상에서 누수가 없음을 확인하였고 70 [kPa] 이상의 압력에서 밸브를 사용한다면 누수 없는 약물 전달 장치를 구현할 수 있을 것으로 기대된다.

감사의 글

본 연구는 2008년 지식경제부 IT원천기술개발 사업의 연구결과로 수행되었습니다. (과제번호 2005-S-093)

참 고 문 헌

- [1] Byunghoon Bae, Nakhoon Kim, Hongseok Kee, Seon-Ho Kim, Yeon Lee, Sangho Lee, and Kiyhwan Park, "Feasibility Test of an Electromagnetically Driven Valve Actuator for Glucoma Treatment", J.Microelectromech.Syst. Vol. 11, No. 4, pp. 344-354, 2002
- [2] Po-Ying Li, Jason Shih, Ronalee Lo, Bonnie Adams, Fajat Agrawal, Salomeh Saati, Mark S. Humayun, Yu-Chong Tai, and Ellis Meng, "An Electrochemical Intraocular Drug Delivery Device", 20th IEEE Conf. Microelectromech. Syst., pp. 15-18, 2007
- [3] Didier M, Stephan G, Beatrice F and Patrick B, "A high-performance silicon micropump for disposable drug delivery systems", 14th IEEE Int. Conf.

Microelectromech. Syst., pp. 413 - 417, 200

[4] Sato K and Shikida M, "An electrostatically actuated gas valve with an S-shaped film element", J. Micromech. Microeng. 4 (1994) pp.205 - 209

[5] Yanagisawa K, Kuwano H and Tapo A, "An electromagnetically driven microvalve", Proc. Transducers 1993, pp. 102 - 105

[6] Oh K W, Han A, Bhansali S and Ahn C H, "A low-temperature bonding technique using spin-on fluorocarbon polymers to assemble microsystems", J. Micromech. Microeng. 12 (2002) pp. 187 - 191

[7] Yang E-H, Lee C, Mueller J and George T, "Leak-tight piezoelectric microvalve for high-pressure gas micropropulsion", J. Microelectromech. Syst. 13 (2004) pp. 799 - 807

[8] Santra S, Holloway P and Batich C D, "Fabrication and testing of a magnetically actuated micropump Sensors", Sensors and Actuators B, 87 (2002) pp. 358 - 364

[9] Pan T, McDonald S J, Kai E M and Ziaie B, "A magnetically driven PDMS micropump with ball check-valves", J. Micromech. Microeng. 15 (2005) pp. 1021 - 1026

[10] Woo Young Sim, Hyeun Joong Yoon, Ok Chan Jeong and Sang Sik Yang, "A phase-change type micropump with aluminum flap valves", J. Micromech. Microeng. 13 (2003) pp. 286 - 294

[11] In Ho Lim, Ki Jung Lee, Woo Young Sim, Kangil Kim and Sang Sik Yang, "Fabrication and test of an electromagnetic flap valve for drug delivery systems", 4th APCOT Conf., pp. 93-96, 2008

[12] 임인호, 이기정, 심우영, "누수 최소화를 위한 립타입 전자력 플랩 밸브", 대한전기학회 제40회 하계학술대회, pp. 1476-1477, 2008

[13] Matthew N. O. Sadiku, Elements of electromagnetics-3rd ed., Oxford University Press, Inc., NewYork, pp. 349-350, 2001.

저 자 소 개

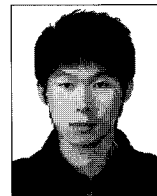


임인호 (林仁鎬)

1979년 4월 22일생. 2007년 아주대학교 전자공학부 졸업. 2009년 동 대학원 전자공학과 졸업(석사).

Tel : 031-219-2488

E-mail : yellowhair25@ajou.ac.kr



이기정 (李基禎)

1981년 10월 10일생. 2007년 아주대학교 전자공학부 졸업. 현재 동 대학원 전자공학과 석사과정.

Tel : 031-219-2488

E-mail : shohoku8@ajou.ac.kr



심우영 (沈愚英)

1973년 10월 24일생. 1998년 아주대학교 전자공학과 졸업. 2000년 동 대학원 전자공학과 졸업(석사). 2007년 동 대학원 기계공학과 졸업(공학). 2007~2008년 아주대학교 정보전자기술연구소 연구원. 현재 Brigham and Women's Hospital/Harvard Medical School Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology 박사후과정

Tel : 031-219-2481

E-mail : wooral@ajou.ac.kr



양상식 (梁翔植)

1958년 1월 16일생. 1980년 서울대학교 공대 기계공학과 졸업. 1983년 동 대학원 기계공학과 졸업(석사). 1988년 U. C. Berkeley 기계공학과 졸업(공학). New Jersey Institute of Technology 연구 조교수. 현재 아주대학교 전자공학부 교수.

Tel : 031-219-2481

E-mail : ssyang@ajou.ac.kr