

# 이식형 중이 보청기에 적용 가능한 Si 탄성체로 구현된 전자기 진동 트랜스듀서

論 文  
49C-10-6

## Electromagnetic Vibration Transducer Using Silicon Elastic Body For Implantable Middle Ear Hearing Aid Applications

李 起 讚\* · 李 世 圭\*\* · 朴 世 光\*\*\* · 曹 辰 浩<sup>§</sup> · 李 相 欣<sup>§§</sup>  
(Ki-Chan Lee · Se-Kyu Lee · Sekwang Park · Jin-Ho Cho · Sang-Heun Lee)

**Abstract** - This paper presents the design and fabrication of micro electromagnetic vibration silicon elastic body characterized with small size, high efficiency and selective frequency bandwidth for Bio-MEMS applications, such as implantable middle ear hearing aid. The presented electromagnetic vibration transducer that composed of wounded coil, permanent magnet and 4-beam cross type elastic body is fabricated by using of micromachining technology. The fabricated transducer has experimental characteristics, that is 5 nm/mA of an energy transfer rate at the frequency range of 100~2800 Hz. It has a size of  $2 \times 2 \times 2.5 \text{ mm}^3$ .

**Key words** : Bio-MEMS, implantable, vibration, electromagnetic, hearing aid, transducer

### 1. 서 론

현재 전세계적으로 선천적 혹은 후천적 요인으로 인한 청각 장애자의 수는 정확한 통계가 어려울 정도로 상당수에 도달하고 있으며[1-2], 국내의 경우도 2000년도 보건복지부 통계에 의하면 73,000여명의 청각장애자와 백만여명의 난청자가 고통을 받고 있는 것으로 추정되고 있다.

이에 최근에는 기존의 공기전도 방식보청기의 한계를 극복할 수 있는 이식형 중이 보청기에 적용될 새로운 형태의 소형 진동 트랜스듀서의 설계와 제작에 관한 연구가 활발하게 진행되고 있다. 이식형 중이 보청기는 작은 크기, 높은 에너지 변환 효율과 더불어 가청음 대역에서 다양한 주파수 선택성을 요구하고 있다[3-5]. 본 연구에서는 이러한 요구를 충족시키기 위하여 4-빔 십자형 구조의 실리콘 탄성체를 갖는 소형 전자기 진동 트랜스듀서를 제시하고자 한다.

### 2. 실리콘 4-빔형 진동 트랜스듀서

제안된 새로운 형태의 전자기 진동 트랜스듀서는 코일과 영구자석 그리고 4-빔 십자형 구조의 탄성체로서 구성되며, figure 1과 figure 2에서 개략적인 그림을 보여주고 있다.

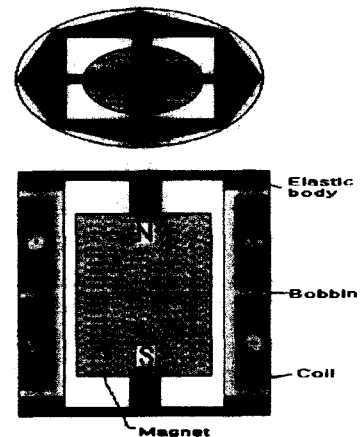


그림 1 중이에 이식될 전자기 진동 트랜스듀서의 개략도.

Fig. 1 Schematic diagram of electromagnetic vibration transducer to be implanted in the middle ear.

Figure 1과 figure 2에서 보여지는 소형 전자기 진동 트랜스듀서를 구성하는 탄성체는 실리콘을 소재로 하고 있다.

실리콘을 탄성체 소재로서 선택하게된 배경은 최근 Bio-MEMS 분야의 생체적합성 소재로서의 우수한 특성과 진동시스템의 응용에 적합하게 미소구조물의 형태를 가변하여 탄성계수를 제어 할 수 있기 때문이다. 뿐만 아니라 실리콘 소재는 급속한 발전을 거듭하고 있는 반도체 미세가공 기술에 의해 정밀한 성형가공과 대량 생산성을 갖는다. 또한 향후 부가되어야 할 구동 및 신호처리회로와의 일체화와 소형화 등의 측면에서도 유리한 장점이 있다.

\* 正 會 員 : 慶 北 大 大 學 院 電 氣 工 學 科 博 士 課 程

\*\* 準 會 員 : 慶 北 大 大 學 院 電 氣 工 學 科 碩 士 課 程

\*\*\* 正 會 員 : 慶 北 大 電 子 電 氣 工 學 部 教 授 · 工 博

§ 準 會 員 : 慶 北 大 電 子 電 氣 工 學 部 教 授 · 工 博

§§ 準 會 員 : 慶 北 大 醫 科 大 學 耳 鼻 咽 喉 科 教 授 · 醫 學 博 士

接受日字 : 2000年 7月 10日

最終完了 : 2000年 8月 26日

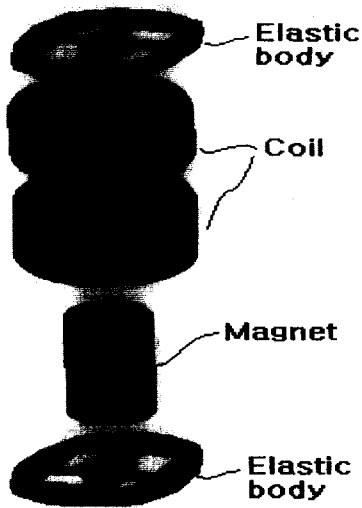


그림 2 전자기 진동 트랜스듀서의 구성 요소의 개략도.

Fig. 2 Schematic view of components composing the electromagnetic transducer.

2.1 전자기 방식의 진동 구동부의 최적화

진동체에 인가되는 진동력은 전자기 구동력과 같으며, 트랜스듀서의 진동 출력특성은 진동체의 질량과 탄성체의 강성 그리고 감쇄 효과에 의해 결정되는 강제 감쇄 진동 운동의 일반 모델로서 정의 될 수 있다.

Figure 3에서는 전류가 인가되는 코일 영역과 영구자석에서 발생된 자기력선 분포를 보여주고 있다. 코일과 자석에 상호 작용하는 전자기 구동력은 도체에 흐르는 전류 벡터와 이를 쇄교하는 자계 벡터 간의 Lorentz 힘에 의해 정의될 수 있다. 영구자석에 대한 축 방향의 힘은 자기력선 분포 중 원통 좌표계에서 r축 방향 성분만이 작용하게 된다. 따라서 자기력선의 정확한 분포해석은 Lorentz 힘 계산의 정확도 향상을 위해 가장 중요하다고 하겠다. 이를 위해 상용화된 유한요소 해석(FEA: Finite Element Analysis)을 통해 모의실험을 수행하였다[6-7].

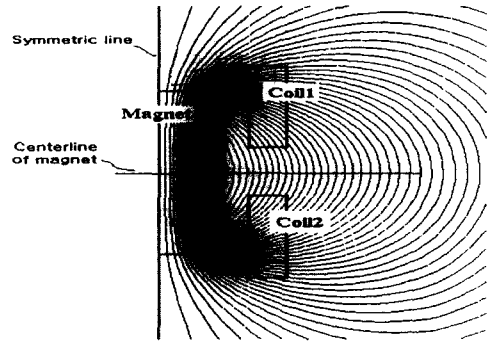


그림 3 2차원 공간에서 모의 실험에 의한 영구자석의 자속의 분포.

Fig. 3 Simulation result of magnetic flux distribution of permanent magnet in 2-dimensional space.

Table 1은 figure 3과 figure 4의 모의실험에 적용한 조건이다. 자석의 길이와 코일의 길이는 자석에서 발생된 고정 자속의 분포를 고려하여 각각 결정하였고 NdFeB의 보자력은 상용화된 영구자석의 물성이다. 전류밀도는 코일을 제작하는 경우 원형 도선이 어긋남이 없이 보빈에 감길때 절연체의 두께를 무시한 권선 밀도에서 도출하였다.

표 1 전자기력 모의 실험의 조건

Table 1 Conditions for electromagnetic force simulation

자석의 길이	1.5mm
코일의 길이	1mm/개
NdFeB의 보자력 (Hc)	950kA/m (10.8kOe)
코일에 인가한 전류	1mA
전류밀도	400mA/mm <sup>2</sup>

제안되는 전자기형 트랜스듀서에서 코일과 자석의 크기는 클수록 큰 힘을 발생시키겠지만 적용대상에 따라 그 크기는 반드시 제한을 받게 된다. 본 모의실험에서는 트랜스듀서가 반지름 1mm이내의 크기를 갖는 것으로 가정을 하여 자석의 반지름과 공극 그리고 코일의 두께가 상대적으로 변할 때 제한된 반지름에서 최적의 자기력을 도출해 내기 위한 조건을 분석하였다. Figure 4는 자석의 반지름이 증가한다면 공극이 일정한 경우 코일의 크기와 권선수는 감소하게 되는 조건으로 모의 실험을 수행한 결과이다.

Figure 4는 자석과 코일간의 공극이 각각 50, 100, 150, 200 $\mu$ m일때, 자석의 반지름을 증가시키는 경우 구동력의 변화를 FEA에 의한 모의실험 결과를 통해 보여준다.

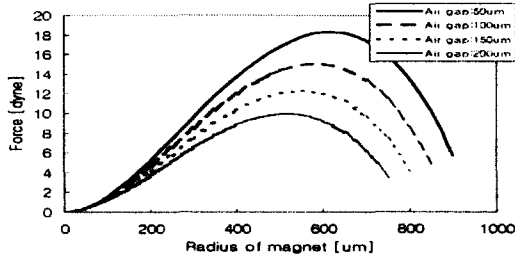


그림 4 코일의 길이와 자석의 길이가 최적화된 조건에서 코일과 자석 사이의 공극을 변화에 따라 자석의 반지름을 변화할 경우의 진동력의 모의 실험 결과.

Fig. 4 Simulation result of vibration force versus the radius of magnet at the variance of air gap between coil and magnet, at the condition of optimized length of coil and magnet preliminary.

Figure 4에서 공극이 작을수록 자기력은 증가하며, 자석의 지름과 코일의 두께에 따른 최적치를 알 수 있다. 모의 실험의 결과를 보면 자석의 반경이 600 $\mu\text{m}$ 이며 코일이 350 $\mu\text{m}$  또한 공극이 50 $\mu\text{m}$ 일 때 18dyne의 자기력이 생성됨을 알 수 있다. 따라서 전자기 진동 트랜스듀서의 제작에서 figure 4를 통해 코일과 자석 그리고 공극의 크기를 결정한다면 최적화된 힘을 도출 할 수 있다.

### 2.2 4-빔 십자형 실리콘 탄성체의 최적화

전자기 진동 트랜스듀서의 출력 주파수 대역폭은 공진주파수를 넘지 않는 범위로 제한된다. 따라서 공진주파수의 제어는 진동 트랜스듀서의 주파수 출력특성을 선택적으로 가변 하는데 있어서 필수적인 요소이다. 식 (1)에서와 같이 진동체의 질량과 강성계수는 진동 트랜스듀서의 공진주파수를 결정짓는 상수로서 역할을 한다. 따라서 진동체의 질량과 탄성계수는 공진주파수( $f_0$ )에 따라 결정되어야 한다[8].

$$f_0 = 2\pi\sqrt{\frac{K}{M}} \quad (1)$$

M: Mass of magnet

K: Spring constant of silicon beam

자석의 질량은 진동체 질량의 대부분을 차지하지만, 전자기 구동부의 최적화 설계과정에서 크기와 형상이 이미 결정되므로 공진주파수의 가변을 위한 변수로서의 역할을 수행하기 어렵다. 따라서 대역폭의 범위를 제어 할 수 있는 나머지 요소는 진동 트랜스듀서의 탄성계수이다. 제안된 4-빔 십자형 실리콘 탄성체의 탄성계수(K)는 식 (2)와 같이 주어지며, 이를 식 (1)에 대입하면 식 (3)이 유도된다.

$$K = \frac{nEW T^3}{L^3} \quad (2)$$

n: Number of silicon beam

E: Young's Modulus

W: Width of the silicon beam

T: Thickness of silicon beam

L: Length of silicon beam

$$f_0 = 2\pi\sqrt{\frac{nEW T^3}{M L^3}} \quad (3)$$

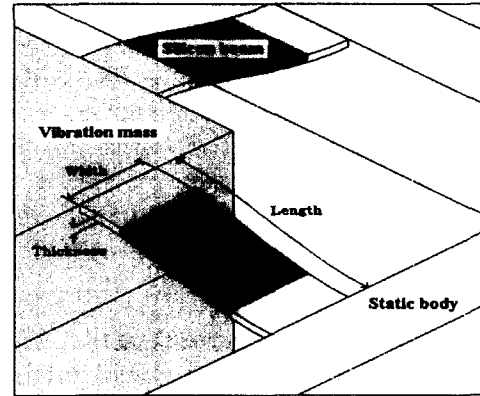


그림 5 실리콘 4-빔 십자형 탄성체의 FEA 모델.

Fig. 5 FEA model for 4-beam cross type of silicon elastic body.

Figure 5에서는 4-빔 십자형 실리콘 탄성체의 FEA 모델을 보여주고 있다. 이론식과 figure 5에서 제시된 FEA 모델에 의해 실리콘 빔의 폭, 두께변화에 따라 공진주파수는 figure 6과 같이 해석될 수 있다. Figure 6의 결과를 얻기 위한 탄성계수는 1.695E11N/m이며 빔의 갯수 n은 4로 하였다. 공진주파수는 대역폭의 상한선을 의미하며, 설계된 트랜스듀서의 대역폭은 보청기로서 사용되기 위해 어음 신호 주파수 영역을 포함해야만 한다.

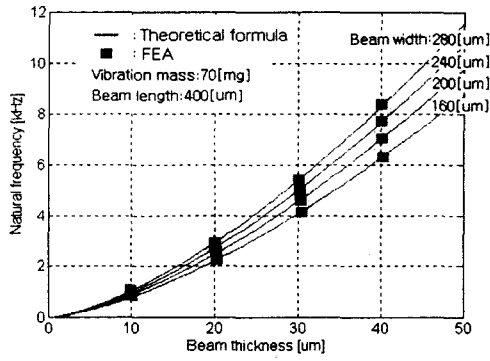


그림 6 현 모델의 공진주파수에 대한 이론식과 FEA의 모의실험 결과.

Fig. 6 Simulation results of natural resonance frequencies of presented model of transducer by using of theoretical formula and FEA.

3. 진동 트랜스듀서의 제작

제안된 4-빔 십자형 실리콘 탄성체는 figure 7에서 보여 지는 바와 같이 식각을 위한 보호막 층으로서 열산화막을 형성시킨다. 이후 사진현상 공정과 산화막 패터닝공정을 거쳐 빔 형상을 만든다. 다시 식각 지그에 웨이퍼를 장착하고 전면부와 후면부를 분리하여 온도와 농도가 각각 90℃, 25wt%인 TMAH 용액에 식각을 수행함으로써 4-빔 십자형 실리콘 탄성체를 제작하였다[9].

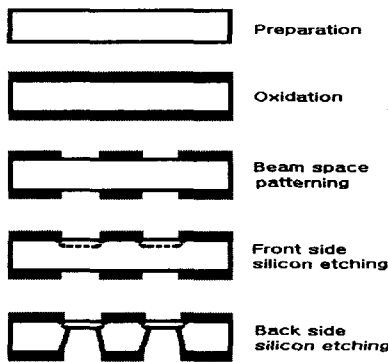


그림 7 4-빔 십자형 실리콘 탄성체의 단위 공정도.

Fig. 7 Fabrication diagram of the 4-beam cross type silicon elastic body by using of unit step processes.

제작된 전자기 진동 트랜스듀서의 4-빔 십자형 실리콘 탄성체는 빔의 길이, 폭, 두께가 각각 400, 160, 25 $\mu$ m가 되도록 반도체 단위공정을 통해 제작하였다. 그리고 질량이 70mg이며 표면 자속 밀도가 1500G인 NdFeB 영구자석을 탄성

체의 실리콘 질량부에 부착함으로써 진동 트랜스듀서를 제작하였다. 코일은 직경 0.05mm의 절연된 구리 도선을 방향이 각각 반대로 하여 150회씩 감아 제작하게 된다.

전자기 진동 트랜스듀서의 구성부품이 되는 코일과 영구자석 그리고 실리콘 탄성체는 이론적인 분석과 모의실험의 결과를 토대로 설계가 수행되었다. 또한 이들은 미세가공 기술을 통해 제작되었다. Figure 8은 제작된 전자기 진동 트랜스듀서의 사진이다. 전자기 진동 트랜스듀서의 크기는 2×2×2.5mm이다.

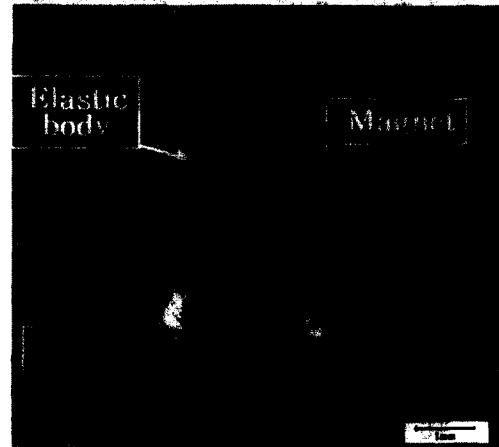


그림 8 제작된 전자기 진동 트랜스듀서의 사진.

Fig. 8 Optical picture of fabricated electro-magnetic vibration transducer.

4. 제작된 전자기 진동 트랜스듀서의 실험

제작된 전자기 진동 트랜스듀서의 특성실험은 figure 9에서와 같이 laser beam을 반사판이 부착된 실리콘 진동부에 조사하여, 반사되어 돌아오는 빛의 양을 전압신호로 변환함으로써 오실로스코프를 통해 미소 진동 변위를 측정할 수 있도록 시스템을 구성하였다. 코일에는 함수발생기를 통해 정현파 전류를 인가하였고, 전류진폭은 전류프로브를 전류공급선에 장착하여 증폭기를 거쳐 디지털 오실로스코프를 통해 측정할 수 있도록 하였다.

제작된 전자기 진동 트랜스듀서는 figure 10에서와 같이 100~2800Hz의 주파수 대역에서 약 20nm의 변위 특성을 보여주고 있다. 이때 인가된 전류는 첨두치가 4mA이므로, 제작된 전자기 진동 트랜스듀서의 감도는 약 5nm/mA 이다. 실험을 통해 측정된 공진주파수는 약 3000Hz가 되며 이러한 결과는 최적화 설계과정에서 도출된 이론해석과 모의실험 결과와 비교 할 수 있다. Figure 6에서 빔의 두께가 25 $\mu$ m 폭이 160 $\mu$ m인 실리콘 빔구조 탄성체의 공진 주파수 모의실험 결과는 3300Hz로 나타났다. 이는 실험치에 비해 약 10%의 오차를 보여주고 있다. Figure 11은 전류의 가변 입력에 대한 전자기 진동 트랜스듀서 변위 특성을 실험을 통해 측정 한 결과이다. 그래프의 기울기는 5nm/mA로서 비교적 명확한 선형성을 보여주고 있다.

5. 결 론

본 연구에서는 4-빔 십자형 실리콘 탄성체를 갖는 전자기 진동 트랜스듀서의 최적화 설계를 위해 이론분석과 FEA 모의실험을 수행하였다. 그 결과 최대 전자기 구동력을 발생시키기 위한 최적구조와 크기에 해당되는 코일과 자석을 도출 할 수 있었다. 또한 진동출력 주파수 대역을 결정하기 위해 실리콘 빔 구조의 탄성체에서 빔의 폭과, 두께를 각각 가변 함으로서 그 주파수 대역을 제어할 수 있는 방향을 제시하였다. 이러한 이론분석과 모의실험 결과를 토대로 반도체 단위공정과 미세 가공기술을 통해 2×2×2.5mm체적의 소형 전자기 진동 트랜스듀서를 제작할 수 있었다. 제작된 전자기 진동 트랜스듀서는 100~2800Hz의 주파수 대역에서 약 20nm의 변위 특성을 실험을 통해 측정할 수 있었으며, 약 5 nm/mA의 에너지 전달 효율을 보여주었다.

이러한 이론적인 그리고 실험적 특성을 고려해 본다면, 제작된 소형 전자기 진동 트랜스듀서는 Bio-MEMS 응용의 한 예로서 이식형 중이 보청기와 같은 골전음 방식 보청기에 적용이 가능하리라 사료된다.

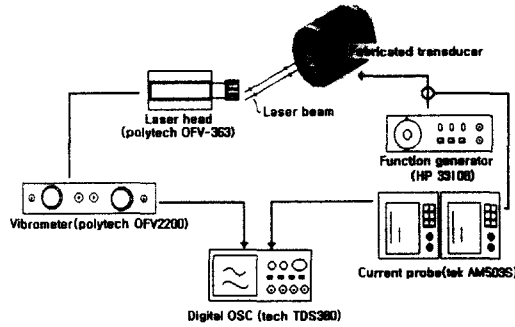


그림 9 제작된 전자기 진동 트랜스듀서의 진동 변위 측정을 위한 측정 시스템의 개략도.

Fig. 9 Experimental test system to measure the displacement of vibration mass of the fabricated electromagnetic vibration transducer.

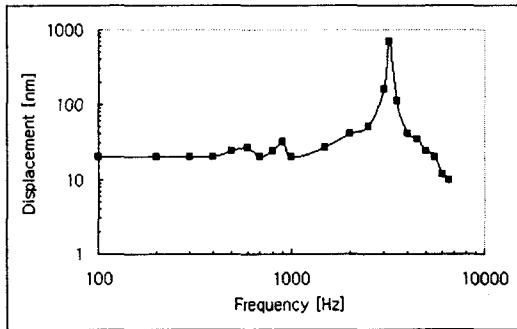


그림 10 제작된 전자기 진동 트랜스듀서의 실험 결과.

Fig. 10 Experimental results of the fabricated electromagnetic vibration transducer.

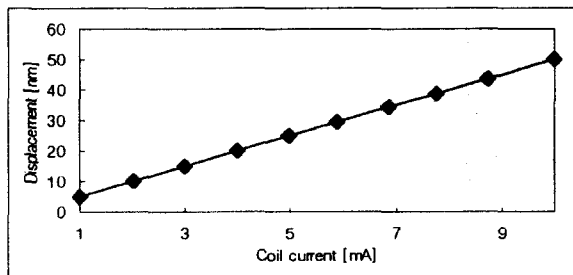


그림 11 제작된 전자기 진동 트랜스듀서의 전류 변화에 따른 진동 변위 측정 결과.

Fig. 11 Experimental results of displacement at the variance of coil current of the fabricated electromagnetic vibration transducer.

감사의 글

본 연구는 2000년도 G7 의료공학기술개발사업의 연구 과제명 "전자트랜스듀서 방식의 이식형 인공중이 개발"의 일환으로 수행되었습니다.

참고 문헌

- [1] Richard L. Goode, Mary L. Rosenbaum and Anthony J. Maniglia, The History and Development of The Implantable Hearing Aid, The Otolaryngologic Clinics of North America, Vol. 28, No.1, pp. 1~16, 1995
- [2] Michael C. Pollack, Amplification for the hearing-impaired, 3rd ed., pp. 329~339, Grune & Stratton, Inc., 1988
- [3] W. H. Ko, W. L. Zhu, and A. J. Maniglia, Engineering principles of mechanical stimulation of middle ear, Otolaryngologic Clinics of North America, Vol 28, no. 1, pp. 29~41, 1995
- [4] M. A. Harradine, T. S. Birch, J. C. Stevens and C. Shearwood, "A Micro-machined Loudspeaker for The Hearing Impaired", International Conference on Solid State Sensors and Actuators, Vol 1, pp. 429~432, 1997
- [5] Timothy G. Dietz, Geoffrey R. Ball and Bob H. Katz, "Partially Implantable Vibrating Ossicular Prosthesis", International Conference on Solid State Sensors and Actuators, Vol 1, pp. 433~436, 1997
- [6] K. Srairi and M. Feliachi, "Electromagnetic Actuator Behavior Analysis Using Finite Element and Parameterization Methods", IEEE Transactions on Magnetics, Vol. 31, No 6, pp. 3497~3499, 1995

[7] Peter Kohnke, User's manual, Vol IV, ANSYS, Inc., 1994

[8] Thomas Tschan, Nico de Rooji and Alex Bezing, "Analytical and FEM Modeling of Piezoresistive Silicon Accelerometers: Prediction and Limitations Compared to Experiments", Sensors and Materials, Vol 3, pp.189~195, 1992

[9] Kijin Kwon and Sekwang Park, "Three Axis Piezoresistive Accelerometer Using Polysilicon Layer", International Conference on Solid State Sensors and Actuators, Vol 2, pp. 1221~1224, 1997

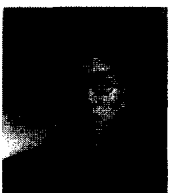
저 자 소 개



**이 기 찬 (李 起 讚)**  
 1969년 6월 26일 생. 1992년 경북대 공대 전기공학과 졸업. 1998년 동 대학원 전기공학과 졸업(석사). 1998~현재 동 대학원 전기공학과 박사과정  
 E-mail : kclee@microsensor.knu.ac.kr



**조 진 호 (曹 辰 浩)**  
 1953년 1월 22일 생. 1977년 경북대 공대 전기공학과 졸업. 1979년 동 대학원 전자공학과 졸업(석사). 1988년 동 대학원 졸업(공학). 현재 경북대 공대 전자전기공학부 교수  
 E-mail: jhcho@ee.knu.ac.kr



**이 세 규 (李 世 圭)**  
 1973년 12월 24일 생. 1999년 경일대 공대 전기공학과 졸업. 1999년~현재 경북대 대학원 전기공학과 석사과정  
 E-mail : sklee@microsensor.knu.ac.kr



**이 상 훈 (李 相 欣)**  
 1948년 12월 5일 생. 1973년 경북대 의과대학 의학과 졸업. 1977년 동 대학원 졸업(석사). 1986년 전북대 대학원 졸업(공학). 현재 경북대 의대 이비인후과 교수  
 E-mail: leeshu@knu.ac.kr



**박 세 광 (朴 世 光)**  
 1954년 10월 25일 생. 1976년 서울대 공대 전기공학과 졸업. 1984년 미국 Case Western Reserve대 전기전자공학과 대학원 졸업(석사). 1988년 동 대학원 졸업(공학). 1988년~1989년 미국 LVAD Technology 사 Project Leader. 현재 경북대 공대 전자전기공학부 교수  
 E-mail : skpark@knu.ac.kr