

# FEA를 이용한 이식형 인공중이용 차동전자 트랜스듀서의 진동 모델링과 최적 설계

## Vibration Modeling and Optimal Design of Differential Electromagnetic Transducer for Implantable Middle Ear Hearing Devices using the FEA

김민규\*, 임형규\*\*, 한찬호\*\*, 송병섭\*\*\*\*, 박일용\*\*\*, 조진호\*\*\*\*  
(Min-Kyu Kim\*, Hyung-Gyu Lim\*\*, Chan-Ho Han\*\*, Byung-Seop Song\*\*\*\*  
Il-Yong Park\*\*\*, Jin-Ho Cho\*\*\*\*)

\*경북대 의용생체학과, \*\*경북대 전자전기컴퓨터공학부, \*\*\*경북대 첨단감각기능회복장치연구소, \*\*\*\*대구대 재활공학과  
(접수일자: 2005년 6월 7일; 수정일자: 2005년 7월 22일; 채택일자: 2005년 8월 22일)

최근까지 개발되었던 청각 보조기 중에서 공기 전도형 보조기의 하울링 (howling) 현상과 수술 후 이소골 등 기존 음향계의 재생이 불가능한 인공 와우 (cochlear implant system)의 단점을 해결하고, 동시에 청음 명료도가 높은 음성 신호를 전달하기 위한 수단으로 연구된 것이 인공중이 (implantable middle ear hearing device) 이다. 본 연구에서는 인공중이의 음성 신호 재현을 위한 진동 장치인 차동전자 트랜스듀서 (differential electromagnetic transducer, DET)에 대한 수학적 모형화와 계의 진동을 기술하는 운동방정식을 유도하고 그 해를 구하였다. 제한된 크기와 인가 전류 1 mA<sub>rms</sub> 정현파에서 최대 구동력을 얻기 위해서 전자기력에 대한 유한요소해석을 수행하였고, 결과에 의해서 자석과 코일에 대한 최적 크기를 결정하였다. 사람의 중이 내 등자뼈 (stapes)의 진동 특성과 유사한 진동을 갖는 DET를 설계하기 위해서, 진동막의 강성계수를 변화하면서 진동해석을 시뮬레이션 하였다. 설계된 DET는 마이크로 머시닝 기술에 의해서 제작하였고, 그 진동 특성을 측정 하였다. 최종적으로 측정된 진동 특성에 대한 분석을 통하여 인공중이를 위한 진동 장치로서의 적용 가능성을 확인하였다.

**핵심용어:** 난청, 운동방정식, 차동전자 트랜스듀서, 유한요소 해석, 인공중이 시스템

**투고분야:** 음향 측정 및 센서 분야 (14.2)

Among various kinds of hearing aids which have been developed so far, the conventional air conduction hearing aids have some problems such as the acoustic distortion, an howling effect due to acoustic feedback. Another type of hearing aid, the cochlear implant system can be applied to the profound impaired person. However, it shows the disadvantage that there is no possibility of recovery of the acoustic organ such as ossicle. On the other hand, the implantable middle ear hearing device directly vibrates the ossicular chain and has better sound quality, good cosmetics for appearance, and wide frequency responses so that it can overcome the defects of the conventional hearing aids.

In this paper, a mathematical modeling and a momentum equation derivation of the DET has been performed. For the optimization of the structure dimension generating maximal vibrating force of the DET, the computer simulation using a finite element analysis (FEA) software has been performed. Also, the vibrating transducer has been designed to make the frequency characteristics of the transducer be similar to those of the normal middle ear. Through the experimental results, the measured vibration characteristics of the DET has been evaluated to verify the performance for the application to implantable middle ear hearing devices.

**Keywords:** Hearing loss, Momentum equation, Transducer, Finite element analysis, Implantable middle ear hearing devices

**ASK subject classification:** Acoustical Measurements and Sensors (14.2)

## I. 서론

이식형 인공중이는 진동 트랜스듀서를 사용하여 음성 신호에 해당하는 진동을 중이의 이소골 또는 내이의 난원창에 인가함으로써 난청자가 소리를 들을 수 있게 해 주는 청각보조 시스템이다. 따라서 인공중이 시스템은 공기 전도형의 일반 보청기가 지닌 단점인 음향 왜곡과 음향 되먹임에 의한 하울링 현상을 해결할 수 있으며 청음명료도가 우수하다는 장점이 있다[1,2].

현재까지 개발된 인공중이 시스템의 트랜스듀서는 크게 두 가지로 나누어지는데, 일본에서 주로 연구된 압전 트랜스듀서 (piezoelectric transducer)와 미국에서 연구된 코일 자석을 이용한 전자 트랜스듀서 (electromagnetic transducer)로 구분될 수 있다. 압전 트랜스듀서의 경우 제작에 있어 균일한 특성을 얻을 수 있으며, 제작이 쉬운 장점을 가지고 있으나, 이식부에 정교한 장착이 요구되므로 수술이 어렵고 구조상 중이 내의 이소골의 일부를 제거해야 되는 문제점을 가지고 있다[3,4]. 전자 트랜스듀서는 전자의 경우보다 이소골 위에 설치하기가 쉽고 이소골을 제거할 필요성이 없지만[5-7], 균일한 특성을 가지는 트랜스듀서의 제작이 어렵고 외부로부터의 환경 자장에 크게 영향을 받는다. 최근 조 등[8]은 전자식 트랜스듀서에서 영구자석을 사용하는데 따르는 환경자장의 간섭을 최소화 할 수 있는 트랜스듀서의 형태를 최초로 제안하였다. 그러나 이 트랜스듀서의 진동 특성이 정상인의 그것과 유사해야한다는 조건과 작은 구동전력으로 최대 진동력을 발생시킬 수 있도록 설계해야 한다는 최적화 조건이 제시되지 않는 못하였다[9,10].

따라서, 본 연구에서는 환경 자장으로부터 영향을 적게 받는 것으로 평가되는 DET를 정상인의 주파수 특성과 유사하면서 최대 진동을 가지도록 구현하기 위해 수학적으로 모형화하고 운동방정식을 유도하여 그 해석을 수행하였다. 이식을 위해 제한되어지는 DET의 크기 내에서 전류 1 mA rms 정현파를 코일에 인가하였을 때 발생하는 최대 구동력을 구하기 위해서 유한요소해석을 하였다. 또한, 중이 내 등자뼈의 진동 특성과 유사하도록 설계하기 위해서, 진동막의 강성계수를 변화하면서 DET의 주파수에 대한 진동 해석을 시뮬레이션 하였다. 해석된 결과에 따라 마이크로머시닝 기술을 이용하여 균일한 특성을 가진 DET를 제작하였으며, 진동 실험에 의해 그 특성을 측정하였다. 실험 결과 제작된 DET는 정상인의 청각 특성과 유사하였으며 이식형 인공중이를 위한 트랜스듀서로서 적합하였다.

## II. 진동 모델링 및 유한요소해석

### 2.1. DET에 대한 수학적 모델링

그림 1에는 내이의 난원창 (oval window)에 진동을 전달하기 위해 초소형 DET를 중이 내부의 이소골에 설치한 모습을 보여주는데, 신호처리부에서 인가된 음향 전류는 진동체에 인가됨으로써 진동이 생성된다. 이소골에 설치된 DET는 환경 자장에 영향을 받지 않도록 하기 위해서 동일 크기의 자석 두개를 동일 극성끼리 마주보도록 붙인 상태이다. 이러한 구조로 인해 외부 환경 자장에 의해 발생하는 DET의 토크 성분은 서로 상쇄되고 안정적인 상태를 유지하게 된다[11]. 전자기력을 발생시키기 위해서 중공형 초소형 솔레노이드 코일내부에 차동형 자석을 길이 방향으로 삽입하여 구성한다. 전자기력에 의한 조화 강제 진동형태의 시스템을 구성하기 위해서 자석과 코일 양 끝단을 연결하는 진동막을 두어 스프링 역할을 하도록 한다.

차동형 전자 트랜스듀스는 그림 2와 같이 구성되며, 이것을 모델링 하면 그림 3과 같이 스프링-질량계에 점성감쇠를 더한 2자유도계 형태로 고려할 수 있다. 여기서  $k_1$ 은 진동체를 이소골에 부착했을 때 실리콘 코팅된 인출선 (lead wire)이 가지는 강성계수이며  $k_2$ 는 질량이  $m_2$ 인 자석의 양쪽에 위치한 진동막의 강성계수이다. 자석의 질량을 제외한 DET의 전체의 질량인  $m$ 과 자석의 질량  $m_2$ 는 임의의 시간에서 각각의 평형위치로부터 위치를 정의하는 좌표계  $x_1(t)$ ,  $x_2(t)$ 로 묘사된다. 인가되는 전류에 의해 발생하는 전자기력 즉 외력  $F(t)$ 는  $m$ 에 작용한다. 그림 3(a)에서는 구조적으로 모델링 된 DET를 보여주고, (b)는 트랜스듀스의 진동계 모델로 변환한 것

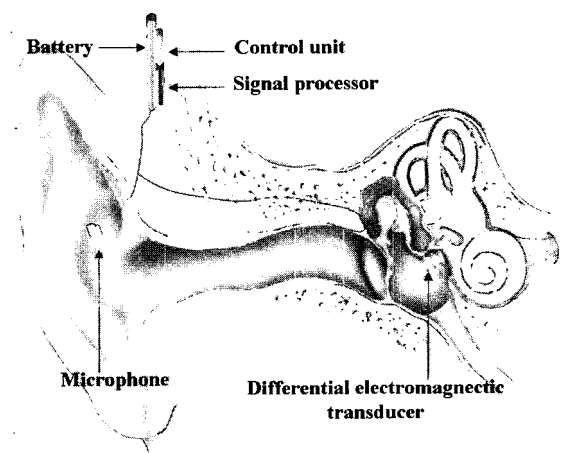


그림 1. 중이에 이식된 DET

Fig. 1. View of the DET to be implanted on ossicular chain.

이다. 그림 3(c)에서는 DET에 대한 자유 물체도를 보여 주고 있다[12].

DET의 자유 물체도를 이용하여 각각의 질량에 대한 뉴턴의 제 2운동 법칙을 적용한 운동 방정식은

$$[m] \ddot{\vec{x}}(t) + [c] \dot{\vec{x}}(t) + [k] \vec{x}(t) = \vec{F}(t) \quad (1)$$

$$[m] = \begin{bmatrix} m_1 & 0 \\ 0 & m_2 \end{bmatrix},$$

$$[c] = \begin{bmatrix} c_1 + c_2 & -c_2 \\ -c_2 & c_2 \end{bmatrix},$$

$$[k] = \begin{bmatrix} k_1 + k_2 & -k_2 \\ -k_2 & k_2 \end{bmatrix}$$

$$\vec{x}(t) = \begin{bmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \end{bmatrix}, \quad \vec{F}(t) = \begin{bmatrix} F_1(t) \sin \omega t \\ 0 \end{bmatrix}$$

와 같이 2차 미분방정식으로 표현된다. 여기서  $[m]$ 은 질량행렬 (mass matrix),  $[c]$ 는 감쇠행렬 (damping matrix)이고,  $[k]$ 는 강성행렬 (stiffness matrix) 이다.  $k_1$ 은 DET에 전류를 공급하기 위한 리드선 부분의 강성 계수,  $k_2$ 는 진동막의 강성계수,  $c_1$ 은 공기에 의한 리드선 부분의 점성 감쇠계수이고,  $c_2$ 는 공기에 의한 진동막의

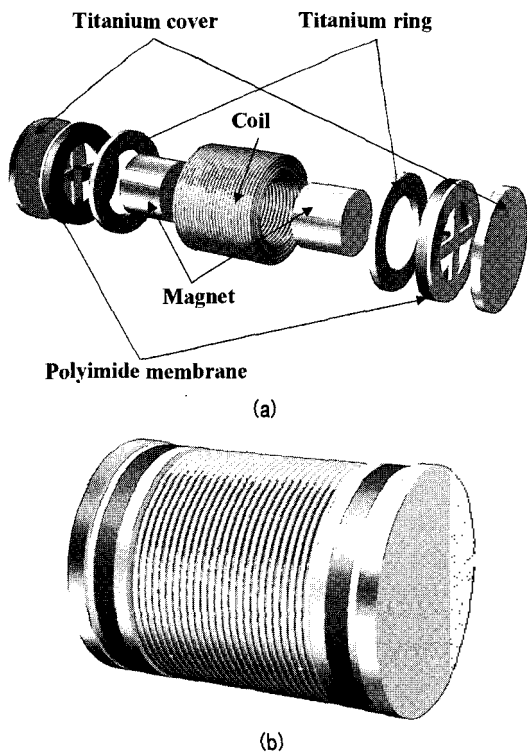


그림 2. 모델링된 DET  
(a) DET의 구성도  
(b) 조립된 DET  
Fig. 2. Modeled electromagnetic transducer  
(a) schematic of transducer  
(b) assembled transducer.

감쇠계수이다.

자석은 크기가 클수록 발생하는 자속 (magnetic flux) 이 많으므로 큰 전자기력을 발생시키지만, 이것은 또한 진동을 감쇠시키는 흡진기로도 작용을 한다. 따라서 두 가지 경우의 상관관계를 고려하여 자석의 크기는 적절히 선택되어야 한다. 식 1에서 공기에 의한 점성 감쇠는 강제 진동 모드에서 미소한 양이므로 무시되어질 수 있다. 따라서 질량, 강성계수 및 전자기력에 의한 강제 진동 모드를 가지는 DET의 실제 변위에 해당하는  $x_1(t)$ 는

$$x_1 = \frac{F_1(k_2 - m_2 \omega^2)}{(k_2 - m_2^2 \omega^2)(k_1 + k_2 - m_1 \omega^2) - k_2^2} \sin \omega t \quad (2)$$

와 같이 표현되어진다. DET의 진동 변위는 식 2를 통

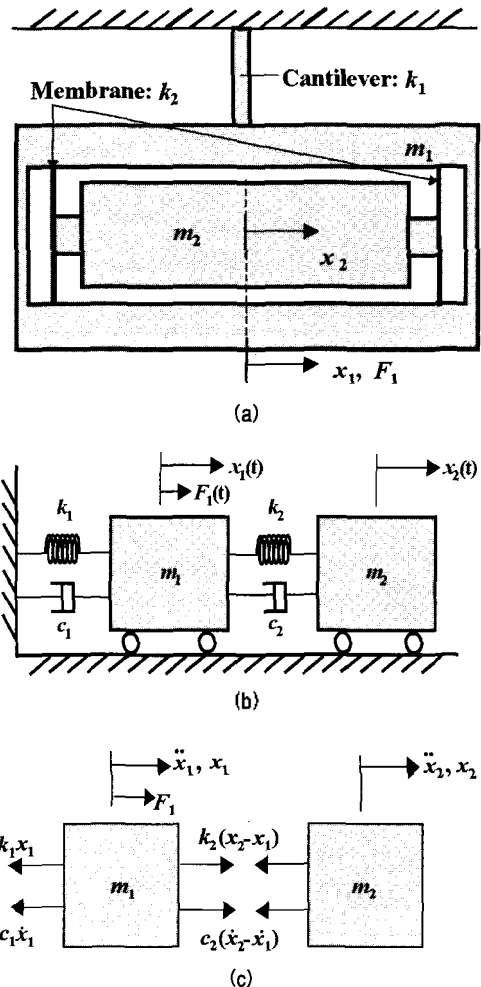


그림 3. DET의 수학적 모델화  
(a) DET의 구조적 모델링  
(b) 진동계 모델  
(c) 자유 물체도  
Fig. 3. Mathematical modeling of transducer  
(a) structural model of electromagnetic transducer  
(b) model of vibration system  
(c) free-body diagram.

하여 계산되어지며, 2개의 자유도와 고유진동수를 가지는 진동계를 형성한다. 직경 25  $\mu\text{m}$ 의 원형 보 2개로 이루어진 리드선의 강성계수  $k_1$ 과 4개의 외팔보가 병렬로 연결된 진동막 2개의 강성계수  $k_2$ 는

$$k_1 = 2 \left( \frac{3E_1 I_1}{l_1^3} \right) = \frac{3\pi E_1 d^4}{32l_1^3} \quad (3)$$

$$k_2 = 8 \left( \frac{3E_2 I_2}{l_2^3} \right) = \frac{2E_2 W t^3}{l_2^3} \quad (4)$$

와 같이 각각 정의될 수 있다. 여기서  $E_1$ 은 구리로 이루어진 리드선의 탄성계수,  $I_1$ 은 리드선 단면의 관성모멘트,  $l_1$ 은 리드선의 길이,  $d$ 는 리드선의 직경,  $E_2$ 는 진동막의 폴리이미드 빔의 탄성계수,  $I_2$ 는 폴리이미드 빔 단면의 관성모멘트,  $l_2$ 는 빔의 길이,  $W$ 는 빔의 너비,  $t$ 는 빔의 두께이다.

위에 정의된 식들을 이용하여 DET의 진동 변위량은 정량적으로 구해질 수 있다. 만약, 재료의 이력 감쇠 및 공기에 의한 점성 감쇠를 고려한 좀더 실제적인 값에 근접하기 위해서는, 정의된 식들을 사용하여 DET의 모델을 최적화하고 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 구할 수 있다. 식 2에서 보여주듯이 DET의 진동 특성은 리드선의 강성계수와 진동막의 강성계수에 큰 영향을 받는데 상대적으로 가변이 쉬운 진동막의 강성계수를 조절하여 진동 특성을 결정하였다. 식 4를 통해서 볼 때, 진동막의 강

성계수는 막을 구성하는 빔의 길이, 너비, 두께를 변화하여 조절할 수 있는데 시뮬레이션을 다양하게 수행하기 위한 가변 요소로서 사용하였다.

## 2.2. 구동력의 최적화를 위한 전자기장 해석

인공중아용 트랜스듀서는 종이 내에서의 이식 공간을 고려할 때 크기가 제한되어지므로 요구되는 최대 진동력을 얻기 위해서는 자석과 코일의 크기가 최적화되어야 한다. 그림 4는 DET의 단면도이고, 코일과 차동형 자석에 의한 전자기력 발생 원리에 대해서 보여준다. 발생하는 전자기력의 크기는 차동형 자석부의 중앙에서 발생하는 자기장과 코일에 흐르는 전류에 의해서 결정되는데, 이때 자석 양쪽 끝단에 발생하는 자기장은 상쇄효과를 만들어 발생하는 전자기력의 감쇠를 초래한다. 그러므로, 발생하는 전자기력을 최대로 하기 위해서는 정확한 해석을 통하여 자석과 코일의 크기와 위치를 결정하여야 한다. 다양한 경우에 대한 시뮬레이션 결과를 얻기 위해서 유한요소해석 프로그램인 ANSYS program (version 8.0)을 이용하여 해석을 수행하였다.

제한된 직경 1.8 mm, 길이 1.3 mm 내에서 자석과 코일의 크기에 따라 힘의 크기는 상당한 차이를 보였다. 코일에 전류 1 mA<sub>rms</sub> 정현파가 인가될 때, 자석과 코일의 길이 비와 자석의 반경, 코일의 두께 비에 따라 힘의 분포의 변화를 알기 위해서 시뮬레이션을 하였다. 이 때 자석과 코일 사이의 공극은 200  $\mu\text{m}$ 로 일정하게 하였고, 자석의 길이도 제한된 크기 내에서 최대 크기인 1.3 mm로 고정하였으며, 해석을 위한 경계조건은 Dirichlet 조건을 사용하였다. 표 1은 전자기력 해석을 위한 코일, 자석, 공기에 대한 물성 값을 나타낸 것이다. 그림 5는 DET의 전자기력을 구하기 위한 유한요소해석 모델링과 발생하는 자기장의 분포를 보여준다. 그림 6(a)에서는 코일의 길이를 제한된 크기 내에서 가변 하였을 때 각각의 전자기력 크기를 보여주고 있으며, (b)에서는 900  $\mu\text{m}$ 의 고정된 트랜스듀서의 반경 내에서 자석의 반경과 코일의 두께의 비를 가변하면서 얻어진 힘의 크기이며 이때 코일의 길이는 900  $\mu\text{m}$ 로 하였다. 해석된 결과를 통하여, 코일의 길이가 자석의 길이에 70 %이고, 코일의 두께가 자석의 반경에 56 % 일 때 10.9 dyne의 최대 전자기력을 얻을 수 있었다. 구해진 최대 구동력을 이용하여 강제 조화진동 모드를 가지는 DET의 진동 변위를 구하기 위한 진동해석 시뮬레이션을 수행하였다[13].

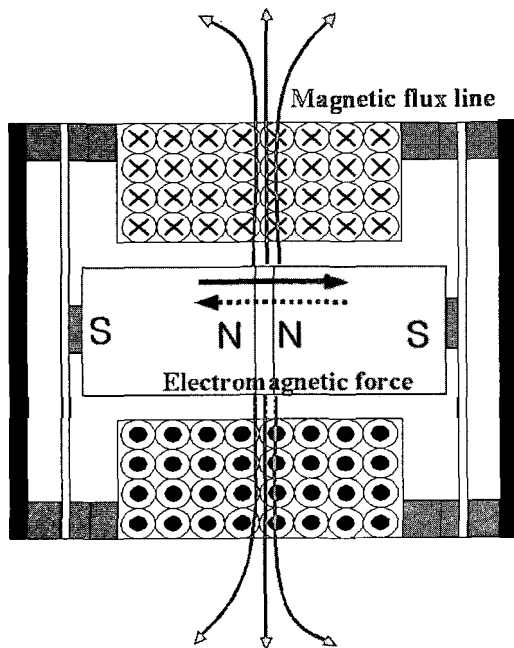


그림 4. 코일과 자석에 의한 전자기력 발생 원리  
Fig. 4. Generating principle of electromagnetic force by a coil and two magnets.

표 1. 전자기력 해석을 위한 코일, 자석, 공기의 물성 값  
Table 1. Properties of coil, magnet, and air for electromagnetic force analysis.

	Coil (copper)	Magnet (Nd-Fe-B)	Air
Resistivity [ $\Omega\text{m}$ ]	$1.7 \times 10^{-8}$	-	1
Coercivity [kA/m]	-	955	-
Permeability	1	50	1

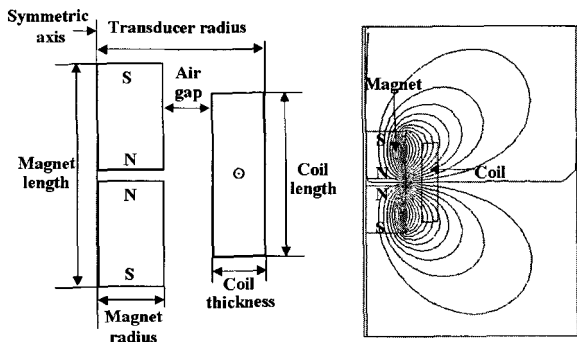


그림 5. 전자기장 해석을 위한 모델 및 자기장의 분포  
Fig. 5. Model for electromagnetic analysis and distribution of magnetic flux.

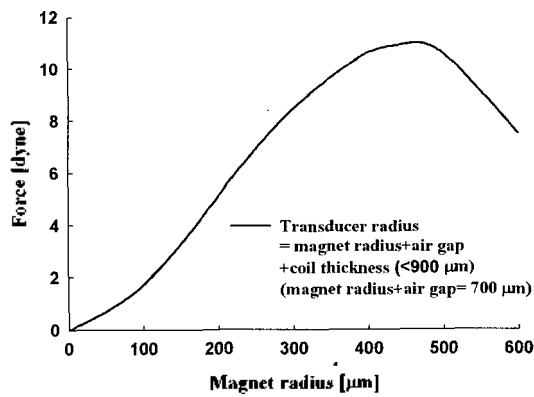
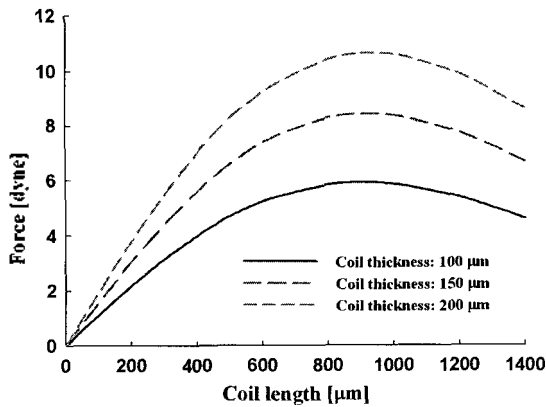


그림 6. 자석과 코일의 크기 변화에 따른 전자기력  
Fig. 6. Electromagnetic force according to changing the size of magnets and coil.

### 2.3. 주파수 진동해석을 위한 시뮬레이션

원하는 진동 특성의 트랜스듀서를 얻기 위해서 운동방정식의 해에서 가변이 상대적으로 쉬운 진동막의 강성계수에 변화를 주어 시뮬레이션을 하였다. 그림 7에서처럼 진동막은 4개 빔이 병렬로 연결된 형태로 구성했으며, 빔의 너비, 길이의 변화에 의해서 강성을 달리 하였다. 표 2는 DET를 구성하는 재료들에 대한 물성 값이고, 이것을 이용하여 유한요소해석이 이루어졌다. 그림 8은 강제조화진동을 하는 DET에 대한 진동해석을 하기 위한 유한요소 모델링이다. 빔의 크기에 따른 해석 결과 중에서 정상적인 사람의 중이 내 등자뼈와 유사한 진동 특성을 가지는 것들을 선택하였고[14,15], 그림 9는 선택된 시뮬레이션 결과를 보여 준다. 일반적으로 사람의 이소골 진동 특성은 고역 차단 주파수를 갖는 저역통과필터의 특성을 나타내는데, 설계된 진동체가 1.5 ~ 2 kHz 정도에 피크를 가지는 저역통과필터 특성을 갖는 것을 알 수 있다. 또한, 시뮬레이션 결과는 무부하 특성을 나

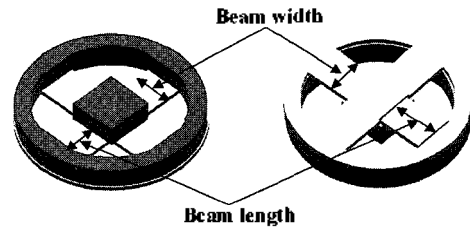


그림 7. 폴리이미드 진동막  
Fig. 7. Polyimide vibration membrane.

표 2. DET를 구성하는 재료들의 물성  
Table 2. Material properties of DET.

	Membrane (polyimide)	Coil (copper)	Magnet (Nd-Fe-B)	Cover, ring (titanium)
Young's modulus [GPa]	2.5	110	0.152	110
Density [kg/m <sup>3</sup> ]	1600	8900	7400	4500
Poisson's ratio	0.4	0.33	0.3	0.33

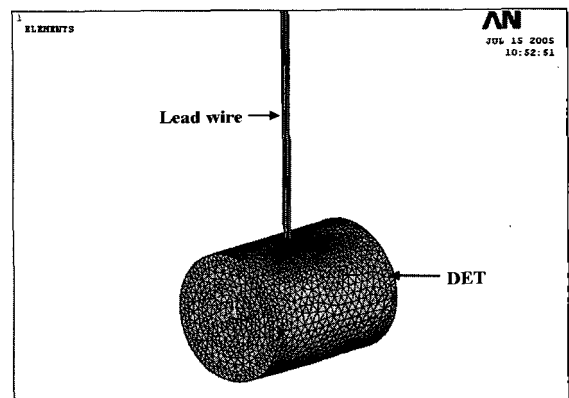


그림 8. DET에 대한 진동해석을 하기 위한 유한요소 모델링  
Fig. 8. FEA modeling for dynamics analysis of DET.

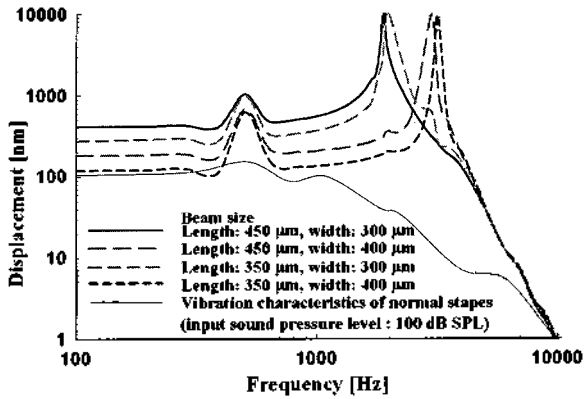


그림 9. DET의 진동 특성에 대한 시뮬레이션 결과  
 Fig. 9. Simulation result of vibration characteristics of transducer.

타내지만, 이러한 진동체를 실제 이소골에 설치할 때 전체 특성은 진폭이 낮아지고 피크는 사라지며 대역폭은 넓어지는 경향을 나타낸다. 제작될 DET는 진동 효율을

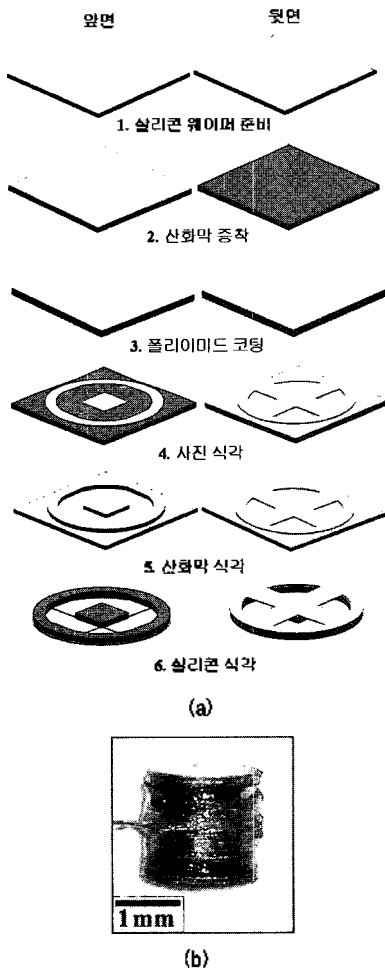


그림 10. 진동막 제작 공정 및 DET의 사진  
 (a) 진동막 제작 공정  
 (b) DET의 사진  
 Fig. 10. Fabrication process of vibration membrane and photography of transducer  
 (a) fabrication process of vibration membrane  
 (b) photograph of transducer.

높이기 위해서 그림 9의 시뮬레이션 결과 중에서 진동 변위가 높은 것으로 선택하였다.

### III. DET의 제작

특성이 일정한 진동막을 대량으로 생산하고, 원하는 크기와 형태로 만들기 위해서 마이크로 머시닝 기술을 사용하여 제작하였다. 그림 10(a)는 진동막의 반도체 기술에 의해 제작되는 공정을 보여준다. 제작된 진동 박막과 코일, 자석, 티타늄 덮개를 이용하여 DET 제작이 이루어졌으며, 그 크기는 직경 1.8 mm, 길이 2 mm 이었다. 미소한 중이 내의 공간을 고려해볼 때 최대 직경 2 mm, 길이 2 mm 정도까지 허용하므로 제작된 DET의 크기는 적절하였다. 그림 10(b)는 제작된 DET 사진이다.

### VI. 실험 결과 및 고찰

그림 11은 제작된 DET를 무구속으로 매단 상태에서 진동 변위 특성을 측정하기 위한 실험 장치를 보여주고 있다. 함수 발생기 (HP, 3310B)로부터 0.1 ~ 10 kHz의 가청 주파수 영역 내에서 전류 신호를 DET에 인가하고 레이저 도플러 진동측정기 (Polytec, OFV2200)와 디지털 오실로스코프 (Tektronix, TDS380)에 의해서 DET의 진동 변위에 대한 침두치를 측정한다. 진동 특성을 측정하는데 영향을 줄 수 있는 여러 가지 요인을 줄여주기 위해서 DET의 변위를 측정을 할 때 공기 쿠션으로 구성된 방진 테이블 위에서 실험이 수행된다.

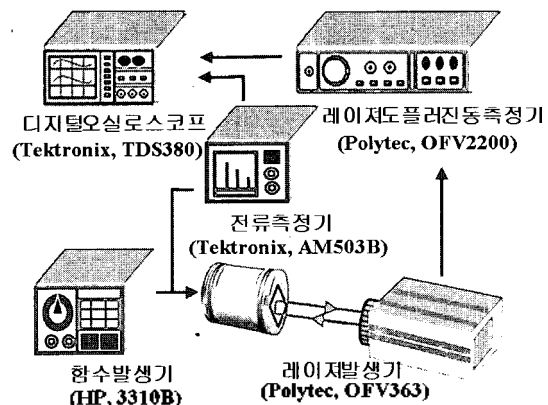


그림 11. DET의 진동 특성 측정을 위한 실험 장치  
 Fig. 11. Experimental system for measurement of transducer vibration characteristics.

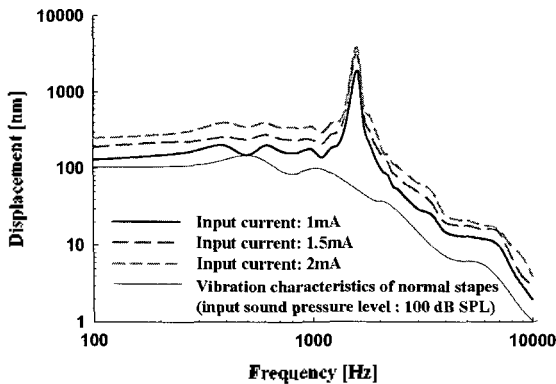


그림 12. DET의 진동 특성에 대한 실험 결과  
 Fig. 12. Experimental results of vibration characteristics of transducer.

그림 12는 0.1 ~ 10 kHz의 가청 주파수 영역 내에서 DET의 진동 변위에 대한 측정 결과를 보여주고 있다. 측정된 결과로서, 코일에 1.5 mA<sub>rms</sub>의 전류를 인가했을 때 0.1 ~ 1.5 kHz 주파수 영역에서 약 200 nm의 변위를 가지는 것을 알 수 있으며, 그 진동 특성은 100 dB SPL의 음압이 정상인의 등자뼈에 가해졌을 때의 진동 특성과 유사하다는 것을 알 수 있다. 따라서 이 진동체를 이소골에 부착할 경우 사람의 청각특성과 유사한 진동 변위를 나타낼 수 있음을 알 수 있다. 그림 12에서 보여지는 진동체의 피크 특성은 이소골 부착시 사용된 점성 재료에 의한 감쇠 (damping)와 이소골의 질량 및 이소골을 지지하는 근육에 의한 감쇠로 인해서 사라지게 된다.

### V. 결론

청음 명료도가 높은 청각보조기인 이식형 인공중이에 서 음성 신호 재현을 위한 진동 시스템에 해당하는 DET에 대한 설계를 위해서 수학적 모델링과 해석이 요구된다. 본 논문에서는 강제 조화 진동을 갖는 DET를 진동학적인 모델링을 통하여 진동 특성에 대한 분석을 하였고, 이론적인 내용을 바탕으로 유한 요소 해석을 위한 모델링을 하였다. 먼저, 인가되는 전류 1 mA<sub>rms</sub> 정현파에 의해 생성되는 전자기력을 최대로 하기 위하여 유한요소 해석을 이용하여 제한된 공간 내에서의 자석과 코일의 위치와 크기를 결정하였다. 전자기장 해석 결과를 통하여, 코일은 길이는 자석의 길이에 70%이고 두께는 반경에 56% 일 때, 10.9 dyne의 최대 전자기력을 얻을 수 있다. 또한, 구해진 전자기력 즉 구동력을 사용하여 모

델링한 DET의 진동 특성에 대해서 시뮬레이션을 수행하고, 정상적인 등자뼈의 진동 특성과 비교하여 유사한 진동 특성을 갖는 결과를 선택하여 실제적으로 DET를 제작하는데 이용했다. DET의 각 요소들은 마이크로머시닝 기술을 이용하여 제작하였으며, 길이 2 mm, 직경 1.8 mm인 제작된 DET는 무구속 상태에서 다양한 실험을 수행하였다. 제작 시 발생한 외부적인 감쇠요인에 의해서 제작된 DET는 시뮬레이션 결과에 비해 작은 변위를 가졌지만, 진동 형태는 유사하였다. 최종적으로 DET의 실험 결과는 정상적인 등자뼈의 진동 특성과 비교할 때 유사한 특성을 가지는 것을 확인하였으며, 이식형 인공중이 용 트랜스듀서로 적절함을 확인하였다.

### 감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임.

(과제고유번호: 02-PJ3-PG6-EV10-0001)

### 참고 문헌

1. J. I. Suzuki, N. Yanagihara, M. Toriyama, and N. Sakabe, "Principle, Construction and Indication of the Middle Ear Implant," *Advanced in Audiology*, 4, 15-21, 1988.
2. R. L. Goode, M. L. Rosenbaum, and A. J. Maniglia, "The History and Development of The Implantable Hearing Aid," *The Otolaryngologic Clinics of North America*, 28 (1), 1-16, 1995.
3. J. Suzuki, K. Kodera, K. Nagai, and T. Yabe, "Partially implantable piezoelectric middle ear hearing device: Longterm results," *The Otolaryngologic clinics of North America*, 28, 99-106, February 1995.
4. D. A. Chen, D. D. Backous, M. A. Arriaga, R. Garvin, D. Kobylek, T. Littman, S. Walgren, and D. Lura, "A totally implantable middle ear device for sensorineural hearing loss," *J. Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 131 (6), 904-916, 2004.
5. S. K. Park, K. C. Lee, B. S. Song, J. H. Cho, M. N. Kim, and S. H. Lee, "Microvibration transducer using silicon elastic body for an implantable middle ear hearing aid," *Mechatronics* 12, 1173-1184, 2002.
6. S. K. Park and K. C. Lee, "Design and analysis of a microelectromagnetic vibration transducer used as an implantable middle ear hearing aid," *J. Micromech. Microeng.* 12, 505-511, June 2002.
7. S. K. Park, K. C. Lee, J. H. Cho, and S. H. Lee, "Electromagnetic vibration transducer using polyimide

elastic body for implantable middle ear hearing aid," Sensors and Actuators A, Physical, 201-207, 2002.

8. 송병섭, 이기찬, 원철호, 박세광, 이상훈, 조진호, "차동 전자 트랜스듀서를 이용한 이식형 인공중이 시스템의 실험적 검증," 대한의용생체공학회, 23 (3), 217-225, 2002
9. B. S. Song, M. N. Kim, S. K. Park, S. H. Lee, and J. H. Cho, "Evaluation of a Differential Floating Mass Type Transducer for a Middle Ear Implant System," 2002 Kugler Publication, The Hague, The Netherlands, 577-580, 2000.
10. B. S. Song, M. K. Kim, Y. H. Yoon, S. H. Lee, and J. H. Cho, "Design of a Differential Electromagnetic Transducer for Use in IME System," Int. J. IEICE Trans. INF. & SYST, E87-D (5), 1231-1237, 2004.
11. B. S. Song, T. Y. Jung, S. P. Chae, M. N. Kim, and J. H. Cho, "Proposal and evaluation of vibration transducer with minimal magnetic field interference for use in IME system by in-vitro experiment," IEICE Transactions on electronics, E.85-C (6), 1374-1377, June 2002.
12. S. Rao, Mechanical Vibration, Addison-Wesley Inc., 2nd ed., New York, 1990.
13. P. Kohnke, User's manual, 4, ANSYS, Inc., 1994.
14. W. H. Ko, W. L. Zhu, and A. J. Maniglia, "Engineering principles of mechanical stimulation of the middle ear," Int. J. The Otolaryngologic Clinics of North America, 28 (1), 29-41, 1995.
15. T. G. Dietz, G. R. Ball, and B. H. Katz, "Partially Implantable Vibrating Ossicular Prosthesis," In: Proceeding of the Transducers' 97, 433-436, 1997.

**저자 약력**

**• 김민규 (Min-Kyu Kim)**



2000년 2월: 영남대학교 기계공학부(공학사)  
 2003년 2월: 경북대학교 대학원 의용생체공학과(공학석사)  
 2004년~현재: 경북대학교 대학원 의용생체공학과 (박사과정)  
 ※주관심분야: MEMS, 완전이식형 인공중이, 재활공학, 유한요소해석

**• 임형규 (Hyung-Gyu Lim)**



2002년 2월: 경북대학교 전자전기공학부(공학사)  
 2004년 2월: 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)  
 2004년~현재: 경북대학교 대학원 전자공학과(박사과정)  
 ※주관심분야: 통신, 무선 전력전달 시스템, 완전이식형 인공중이

**• 한찬호 (Chan-Ho Han)**



1990년 2월: 경북대학교 전자공학과(공학사)  
 1992년 2월: 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)  
 2003년 2월: 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)  
 2000년 3월~2003년 8월: 경운대학교 소프트웨어 공학과 전임강사  
 2004년 1월~현재 HIT CEO/CTO  
 ※주관심분야: 오디오 및 비디오 신호처리, 디지털 TV, 멀티미디어 공학, 자동차 공학 등

**• 송병섭 (Byung-Seop Song)**



1994년: 경북대학교 전자공학과(공학사).  
 1994~1995년: (주)에스원 기획팀.  
 1997년: 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사).  
 2002년: 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사).  
 2001~2002년: 센서기술연구소 선임연구원.  
 2003~2004년: 철단감각기능회복장치연구소 연구교수.  
 2004년 9월~현재: 대구대학교 재활과학대학 재활공학과 전임강사.  
 ※주관심분야: 재활시스템, 인공청각시스템, 의용전자

**• 박일용 (Il-Yong Park)**



1998년: 경북대학교 전자공학과(공학사).  
 2000년: 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사).  
 2004년: 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사).  
 2004년~현재: 경북대학교 철단 감각기능 회복장치 연구소 연구교수.  
 ※주관심분야: 고속영상처리, DSP 하드웨어, 생체신호처리 & 계측, 영상처리 프로그래밍

**• 조진호 (Jin-Ho Cho)**



1977년: 경북대학교 공업교육학과 전기공학전공(공학사).  
 1979년: 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사).  
 1988년: 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사).  
 1991~1992년: University of Iowa, 교환교수  
 1984년~현재: 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수.  
 1984년~현재: 경북대학교 병원 외공화과장(검부).  
 2000년~현재: 경북대학교 의과대학 의공학교실 주임교수.  
 2002년 12월~현재: 보건복지부지정 철단감각기능회복장치연구소 연구소장.  
 ※주관심분야: 생체진지, 생체신호처리, 의용 센서시스템, 완전이식형 인공중이, 초소형 텔레메트리 시스템 등