

이식형 인공중이를 위한 압전 플로팅 매스 트랜스듀서의 제안

이창우* · 김민규** · 박일용*** · 송병섭**** · 노용래***** · 조진호*,***†

Proposal of a piezoelectric floating mass transducer for implantable middle ear hearing devices

Chang-Woo Lee*, Min-Kyu Kim**, Il-Yong Park***, Byung-Seop Song****,
Yong-Rae Roh*****, and Jin-Ho Cho*,***†

Abstract

A new type of transducer, piezoelectric floating mass transducer (PFMT) which has advantages of piezoelectric and electromagnetic transducer has been proposed and implemented for the implantable middle ear hearing devices. By the uneven bonding of piezoelectric material to the inner bottom of transducer case, the PFMT can vibrate back-and-forth along the longitudinal axis of the transducer even though the piezoelectric material within the cylindrical case produces only the bilateral expansion and contraction according to the applied electrical signal. To improve efficiency of the PFMT, the multi-layered piezoelectric material has been adapted. The small number of components in the PFMT enables the simple manufacturing and the easy implanting into the middle ear. In order to examine the characteristics of vibration, mechanical modeling and finite element analyses of the proposed transducer have been performed. From the result of theoretical analyses and the measured data from the experiment, it is verified that the implemented PFMT can be used in implantable middle ear hearing devices.

Key Words : PFMT, piezoelectric, FEA, displacement, implantable middle ear

1. 서 론

이식형 인공중이 (implantable middle ear hearing devices, IMEHD)는 소리를 전기신호로 이를 다시 진동으로 변환하여 난청자가 소리를 인식하게 하는 장치로서 일반적인 소리의 경로인 외이도 및 고막을 거치지 않고 중이 내에 이식되어 내이를 직접 진동시켜 청신경을 자극하는 시스템이다. 일반적인 공기 전도형 보청기 (air conduction hearing aids)는 청각 손실이 70 dB

정도 이상으로 높은 청각역치를 가지는 경우 또는 감음신경성 (sensorineural) 난청자에게는 효과적이지 못하다. 기존의 보청기에 비해 주파수 특성이 우수하여 자연음에 가까운 음으로 재현이 가능하며 보청기의 단점들을 근본적으로 해결할 수 있는 새로운 청각 보조 장치로서 이식형 인공중이가 연구 개발되고 있다^[1-4].

이식형 인공중이 구성 요소 중에서 진동 트랜스듀서는 좁은 중이강 내에서 이소골에 부착되어 전기계에서 기계계로 변환된 신호를 내이로 전송하는 기능을 하는 가장 중요한 구성품이다. 진동 트랜스듀서는 구조에 따라 압전방식 (piezoelectric type)과 전자방식 (electromagnetic type)으로 구분된다. 압전방식은 역압전기효과 (inverse piezoelectric effect)를 이용하는 것으로 일본의 Yanagihara 등에 의해 연구되었고^[5,6], 최근에는 St. Croix Medical의 Envoy System으로 발전해왔다^[7]. 전자방식에 비해 주파수 특성은 좋으나 중이강 벽에 고정하기 위한 앵커 (anchor)가 필요하므로 수술이 복잡하고 이소골에 부하가 지속되는 단점이 있다.

*경북대학교 전자전기컴퓨터학부 (School of Electrical Engineering & Computer Science, Kyungpook National University)

**경북대학교 대학원 의용생체공학과 (Dept. of Medical & Biological Engineering, Graduate School, Kyungpook National University)

***경북대학교 첨단 감각기능 회복장치 연구센터 (Advanced Research Center for Recovery of Human Sensibility, Kyungpook National University)

****대구대학교 재활공학과 (Dept. of Rehabilitation Science & Technology, School of Rehabilitation Science, Daegu University)

*****경북대학교 기계공학부 (School of Mechanical Engineering, Kyungpook National University)

†Corresponding author: jhcho@ee.knu.ac.kr

(Received : July 18, 2005, Accepted : August 3, 2005)

전자방식은 비접촉 (non-contact) 방식과 플로팅매스 (floating mass) 방식으로 나누어지며, 비접촉 방식은 초소형 영구자석을 중이의 이소골에 부착한 후 코일에 흐르는 전류의 세기에 따라 영구자석이 진동하는 방식으로서 미국의 Ko 등에 의해 연구되어 왔다^{8,9)}. 이는 주파수 특성이 우수하고 이소골을 제거하지 않는 장점은 있으나, 코일과 영구자석간의 정교한 간격 유지가 필요하며 강한 자장 하에서 비정상 작동 기능성의 단점이 있다.

플로팅매스 방식은 코일 속에 영구자석을 삽입한 형태로 트랜스듀서 전체가 진동하는 방식으로 미국 Symphonix Devices사의 Soundbridge가 처음으로 제품화되었다. 이는 이소골에 간단히 매달므로 시술이 간단하고 이소골을 손상 시키지 않는 장점이 있고 진동 효율의 저하, 코일 턴수의 제약 등 비접촉방식의 단점을 상당히 보완하였다¹⁰⁾. 이러한 플로팅매스트랜스듀서 (floating mass transducer, FMT)는 외부 자장에 의한 영향을 받는 단점을 가지고 있으나 한국의 조 등에 의해 개발된 차동 플로팅매스트랜스듀서는 향상된 진동 특성과 지자기나 외부 자장 환경 하에서의 잡음 발생 우려를 상당히 해소하였다¹¹⁻¹³⁾. 그러나 FMT는 소형 자석, 코일 및 탄성체 등 많은 부품을 한정된 공간에 조립하기가 까다롭고 균일한 품질로 대량생산이 어렵다. 또한 압전방식에 비해 소비 전력이 많고 MRI 촬영 등 강한 외부자장에 노출될 경우 비정상 동작 가능성을 내재하고 있다.

본 논문에서는 압전방식과 전자방식의 플로팅매스트랜스듀서 각각의 장점을 가지는 압전플로팅매스트랜스듀서 (piezoelectric floating mass transducer, PFMT)를 제안한다. PFMT는 원통형 실린더 내부에 압전체가 탄성체에 연결되는 구조로서 인가되는 전원에 따라 압전

체가 팽창-수축을 반복하여 힘을 발생하고 이 힘에 의해 트랜스듀서 전체가 진동체의 축 방향 좌우로 진동하는 원리이다. 제안한 진동체의 진동 효율을 높이기 위해 일정한 두께의 압전물질을 축 방향으로 쌓은 다층적층형압전체 (multi-layered piezoelectric material)를 사용하였다¹⁴⁾. PFMT는 기존의 FMT와 같이 이소골에 매달리는 형태로 시술이 간단하고 중이강 내의 지지점이 필요 없으며, 외부 자장에 의한 간섭이 없고 저전력 작동이 가능하여 배터리로 구동될 수 있는 등의 장점이 예견 된다.

제안한 트랜스듀서의 진동 특성을 확인하기 위해 반한정계로 표현되는 기계계로 모델링한 후, 압전체의 강성계수와 구동변위의 곱의 형태로 발생하는 힘을 모델링에 적용하여 유한요소 해석으로 진동 변위를 계산하였다. 트랜스듀서의 주파수별 진동 변위를 무부하 진동 실험으로 측정된 후 측정결과를 유한요소 해석과 변위를 비교하여 유사성을 확인하고자 한다.

2. 이식형 인공중이 원리

인체에 있어서 소리의 전달 과정은 귓바퀴에 의해 집음된 후, 외이도를 통해 고막으로 전달되고 중이 부분의 이소골을 통해 달팽이관의 전정창에 도달함으로써 달팽이관 안에서 파동을 일으키는 음파를 유모세포에서 전기적 에너지로 바꾸어 뇌로 전달되는 경로를 가진다.

이식형 인공중이는 초소형 진동체를 중이 이소골에 설치하여 외이도와 고막을 바이패스 시킴으로써 공기 전도형 보청기의 다단계 변환 과정에 따른 신호 왜곡 발생 등의 문제점을 근본적으로 해결하기 위한 청각 보조기이다. 그림 1은 이식형인공중이의 개략적인 설

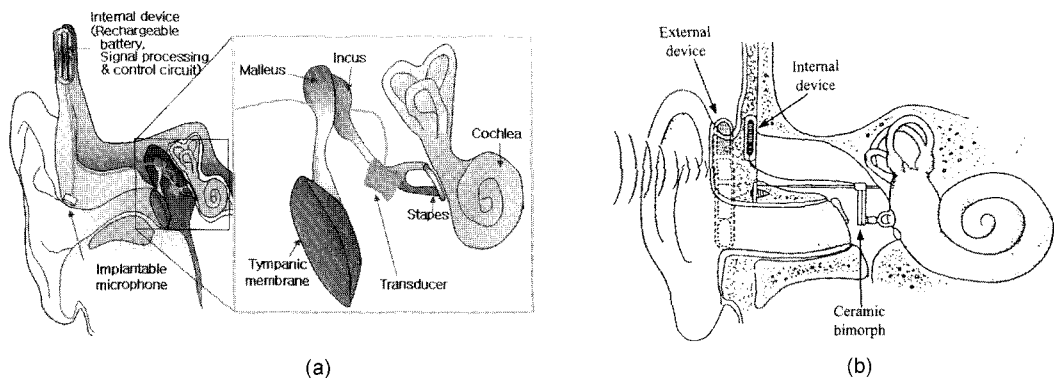


그림 1. 이식형 인공중이 트랜스듀서 설치 위치; (a) 플로팅매스방식, (b) 캔틸레버방식
 Fig. 1. Implanting position of the implantable middle ear; (a) floating mass type and (b) cantilever type.

치 위치를 나타낸다.

그림 1(a)는 이소골에 진동체를 매달은 플로팅매스 방식이고, (b)는 세라믹 바이몰프를 사용한 캔틸레버 방식으로서 압전체 한쪽 끝이 중이강에 설치되어 있고 반대쪽은 이소골인 등자뼈에 접촉되어 있음을 볼 수 있다^[6].

이들 인공중이는 입력되는 음성 신호를 증폭하여 중이 내에 부착되는 트랜스듀서가 직접 이소골을 진동시키므로 음향 계환에 의한 링잉 현상이 없고 응답 특성이 뛰어난 동시에 신호 왜곡을 줄일 수 있다. 진동 트랜스듀서는 좁은 중이강 내에서 이소골에 설치되므로 소형 경량화가 가능해야 하고 이소골을 직접 동작시키기 위한 충분한 구동력, 청각 특성과 유사한 주파수 특성 및 고효율 등이 요구된다.

3. 제안한 트랜스듀서의 설계 방향

이소골에 설치되는 진동 트랜스듀서는 음향 왜곡 없이 초소형으로 제작되어야 하는 것 외에도 이를 이식할 때 수술 범위 및 절차가 간단하여야 의사와 환자에게 부담을 줄일 수 있다. 전자 방식의 FMT는 충실한 진동과 이소골의 손상 없이 간단히 매다는 수술로 이식하는 큰 장점이 있으나 체적에 비해 부품수가 많아 복잡한 구조이며 이로 인해 제작이 어렵고 양산성이 저하된다. 또한 고주파 특성이 나쁘고 압전 방식에 비해 소비 전력이 크며 강한 외부 자장 하에서는 비정상 동작의 우려가 있다. 압전방식은 주파수 대역이 넓고 MRI와 같은 강한 자장에 영향을 받지 않으며 작은 수의 부품으로 제작이 용이하고 제품 단가를 낮출 수 있는 장점이 있다. 그러나 압전체의 팽창-수축 운동을 진동변위로 바꾸기 위해서 중이강 벽에 한쪽을 앵커로 고정하는 캔틸레버 형태이므로 수술이 복잡하고 또한 압전체의 다른 쪽은 이소골 쪽에 접촉되므로 이소골을 항상 누르게 되는 단점이 있다.

본 논문에서는 압전방식과 전자방식의 단점을 최소화하고 장점을 취하는 새로운 방식의 진동 트랜스듀서를 제안하고자 한다. 기존 압전방식의 단점을 해소하기 위해 이식이 간단한 플로팅매스방식을 적용하여야 하므로 길이 방향으로 팽창-수축하는 압전체를 이용하여 FMT 구조로 구현한 형태가 그림 2이다.

그림 2의 FMT는 압전 물질에 인가되는 전압에 따라 화살표 방향으로 팽창-수축을 반복한다. 그러나 이 경우 진동체는 중심 좌표에서 각기 동일한 길이만큼 팽창-수축을 반복하기 때문에 이를 이소골에 매달아도 평균적인 체적 진동은 0이 되어 이소골을 진동시키지

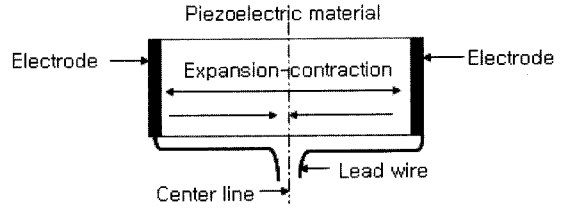


그림 2. 압전체 FMT
Fig. 2. Piezoelectric actuator as FMT.

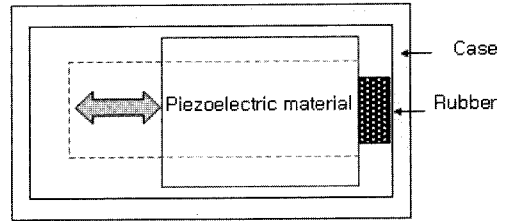


그림 3. 제안한 PFMT 구조
Fig. 3. Structure of the proposed PFMT.

못한다. 그러므로 앞의 그림 1(b)와 같이 캔틸레버 형태가 되지 않고서는 이소골을 진동시킬 수 없다. 이러한 문제를 해소하기 위해 압전체의 팽창-수축 운동이 트랜스듀서 축의 좌우방향으로 진동시킬 수 있는 기계계의 설계가 필요하다.

기본적인 설계 개념은 그림 3과 같고 압전체, 탄성체, 원통형 케이스만으로 구성되며 압전체의 한쪽은 열어 두고 다른 한쪽은 탄성체를 부착한 후 외부 케이스의 한쪽 벽에 접촉시키면 원통형 케이스 내부에 압전체가 탄성체에 연결되는 구조가 된다. 인가되는 전원에 따라 압전체가 팽창-수축을 반복하면 탄성체로 연결된 외부 케이스는 내부 압전체의 진동방향과 반대방향으로 운동하게 된다. 즉 FMT와 같이 실린더는 좌우방향으로 진동하고 중이강 벽면에 압전체의 한쪽을 고정시킬 필요가 없다.

압전체와 케이스 사이에 탄성체를 삽입하는 것은 진동체의 진동 대역을 가청대역 이내로 한정시켜서 청각 특성과 유사하게 만들기 위함이다. 즉 압전체의 주파수 특성은 수백 kHz 이상까지 평탄한 광대역 특성을 가지지만 가청대역은 10 kHz 이하이면 충분하므로 이 대역 내에서 동작시키는 것이 필요하다. 이를 위해 탄성체를 케이스 바닥과 압전체 사이에 삽입함으로써 지역통과 필터를 구성하였다. 따라서 이소골에 간단히 매달아 수술 범위 및 절차가 단순화하여 이식이 용이한 PFMT를 구현할 수 있게 된다.

이러한 PFMT는 기존의 FMT가 가지는 코일과 자석

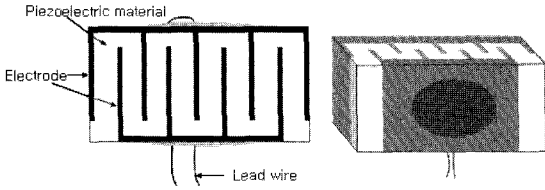


그림 4. 적층형 압전체의 단면 및 외형
Fig. 4. Structure of PMN-PT multi-layered actuator.

의 복잡한 구조와는 달리 압전체와 탄성체만 사용하기 때문에 간단하며 넓은 주파수 대역, 외부 자장에 대한 내성 양산성 및 균일한 품질확보의 장점을 가지게 된다. 그러나 한 개의 압전체에다 인공중이용 신호처리기에서 측정되는 낮은 전압 V 를 인가하였을 때 측정할 수 있는 변위는 충분하지 못하다. 따라서 작은 체적의 압전체로 진동 진폭을 키우기 위해 그림 4와 같이 일정한 두께의 압전체를 축 방향으로 여러 겹 쌓은 적층형 구조를 사용하였다. 압전물질은 기존의 PZT 보다 압전 특성이 우수하고 저전압으로 큰 구동력을 발생시키는 PMN-PT를 사용하였다. 그림 4는 적층형 압전체의 단면 및 외형도이다.

이러한 구조의 적층형 압전체에서 구동 변위를 ΔT (nm), 적층수를 n , 전압-변위 변환상수를 d_{33} , 두께 방향의 강성계수를 k_T 라 할 때 최대구동력 F_{max} 는 다음과 같은 수식으로 표현된다^[8,15].

$$\Delta T = n\Delta t = nd_{33}V \tag{1}$$

$$F_{max} = k_T\Delta T \tag{2}$$

4. 압전 플로팅 매스 트랜스듀서 기계계 해석

FMT의 진동 원리는 그림 5와 같으며 내부 영구자석이 코일의 전자기력에 의해 좌우방향으로 움직이면 탄성체로 연결된 원통형 케이스가 관성력으로 인해 영구자석과 반대방향으로 움직인다. 이 양방향으로 발생되는

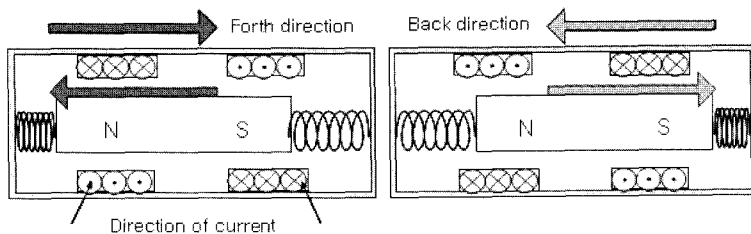


그림 5. FMT 진동 방향
Fig. 5. Vibration direction of the FMT.

힘에 의해 진동력이 발생하며 영구자석과 케이스 무게 및 탄성체 탄성계수에 의해 진동 주파수 특성이 정해지는 경향을 가진다.

PFMT의 진동 형태는 그림 6과 같이 압전체 M_1 과 케이스 M_2 가 탄성체로 연결되는 형태의 기계계로 표현할 수 있다. 진동 원리는 압전체 M_1 의 팽창-수축에 따라 무게 중심도 O 에서 O' 로 이동되며 이러한 형상 변화에 따른 무게중심의 변화로 가속도가 발생하게 된다. M_1 에 의한 힘은 식(1), (2)로 얻을 수 있으며 탄성체를 통해 M_2 로 전달된 힘이 X_2 만큼의 변위로 발생되어 외부로 진동을 나타내게 한다. 좌우방향으로의 힘의 분산은 발생하나 적층형 압전체의 높은 구동력으로 이 소폭 진동 변위를 충분히 만족할 수 있다.

그림 6 형태의 기계계는 압전체 질량 M_1 과 케이스 질량 M_2 가 스프링과 기계적 저항으로 연결된 형태의 2 자유도계 (two degree of freedom system)로서 등가 기계 모델인 그림 7과 같이 모델링할 수 있다.

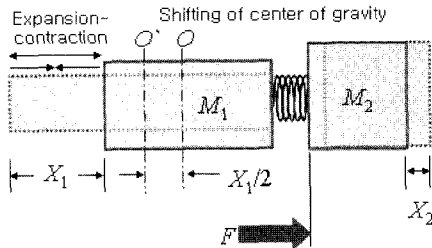


그림 6. 제안한 PFMT의 진동 원리
Fig. 6. Vibration principle of the proposed PFMT.

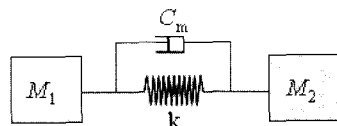


그림 7. 제안한 PFMT의 기계계 등가 모델
Fig. 7. Equivalent mechanical model of the proposed PFMT.

탄성체의 k 는 강성 (stiffness) 및 C_m 은 감쇠 (damping)를 나타내며 이와 같이 고정되지 않고 강체진동하는 진동체 모델은 진동역학에서 반한정계 (semi-definite system)에 해당되고 강제력에 의해 지속적으로 운동하는 정상상태의 계로 해석하여 진동형태에 대한 수학적 해를 구할 수 있다.

외력을 받는 2자유도계의 운동 방정식은 Newton의 제 2법칙에 의해 다음과 같은 수식으로 표현된다¹⁾.

$$(-M_1w^2 + jwC_m + k)X_1 - (k + jwC_m)X_2 = F \quad (3)$$

$$-(k + jwC_m)X_1 + (-M_2w^2 + jwC_m + k)X_2 = 0 \quad (4)$$

여기서, M_1 은 압전체 질량, M_2 는 압전체 이외의 케이스를 포함하는 질량, k 는 탄성체의 강성계수, C_m 은 탄성체의 감쇠계수, X_1 과 X_2 는 각각 M_1 , M_2 의 진동 변위이며, F 는 압전체에 전압을 인가 시 M_1 의 진동으로 발생하는 힘이다. 지속적인 강제력을 받는 반한정계의 해석을 위해 점성감쇠 C_m 을 무시하면 다음과 같이 단순화시킬 수 있다.

$$(-M_1w^2 + k)X_1 - kX_2 = F \quad (5)$$

$$-kX_1 + (-M_2w^2 + k)X_2 = 0 \quad (6)$$

식 (5), (6) 에서 X_1 , X_2 계수의 행렬식을 0으로 두면 진동수방정식으로부터 고유진동수를 구할 수 있으며, 이 계의 고유진동수 중 하나가 0이 되는 반한정계의 특성을 확인할 수 있고 나머지 공진주파수 w_0 (rad/sec)는 다음 식과 같이 주어진다.

$$w_0 = \sqrt{\frac{k(M_1 + M_2)}{M_2M_1}} \quad (7)$$

식 (5), (6) 로부터 M_1 , M_2 의 변위 X_1 (nm), X_2 (nm)는 식 (8), (9)와 같이 표현되며 압전체에서 발생하는 힘 F , k , M_1 및 M_2 의 값으로부터 트랜스듀서의 진동 변위 X_2 를 구할 수 있다.

$$X_1 = \frac{(k - M_2w^2)F}{(k - M_1w^2)(k - M_2w^2) - k^2} \quad (8)$$

$$X_2 = \frac{kF}{(k - M_1w^2)(k - M_2w^2) - k^2} \quad (9)$$

5. 압전 플로팅 매스 트랜스듀서 유한요소 해석

제안된 트랜스듀서의 진동 특성 중 진동 변위의 발생량을 예상하기 위해 기계계로 모델링한 트랜스듀서

의 진동 변위를 시뮬레이션하였다. 각 구성품의 질량과 압전체의 탄성계수를 알고 있는 상태에서 측정된 압전체의 구동력으로 모델의 진동변위를 해석하였다.

트랜스듀서의 시뮬레이션은 압전체에서 발생하는 힘 F 를 구하여 진동 변위 X_2 를 계산하기 위해 수행하였다. 트랜스듀서의 변위에 대한 유한요소 해석 시뮬레이션 환경은 ANSYS 도구를 사용하였다. 대상 구조물은 원통형 실린더가 내경 1.8 mm, 외경 2.0 mm, 길이 2.2 mm, 무게 4 mg이고, 압전체는 가로 세로 각각 1 mm, 길이 1.8 mm, 무게 10 mg이며, 탄성체는 실리콘 고무로서 가로 세로 각각 1 mm이고, 두께는 100 μ m, 150 μ m, 200 μ m로 값을 달리하여 해석하였다. 유한요소 해석을 위한 PFMT 모델의 형상은 그림 8과 같다.

기계계 모델링에 대한 유한요소 해석 결과 M_2 의 변위 X_2 의 변화는 그림 9와 같으며, 압전체의 팽창-수축에 의한 힘이 M_2 로 전달되어 변위가 발생하였다. 탄성

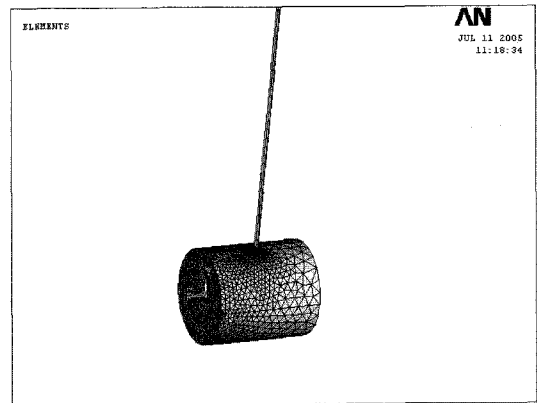


그림 8. 유한요소 해석을 위한 트랜스듀서 모델링
Fig. 8. Designed model of the proposed PFMT for FEA.

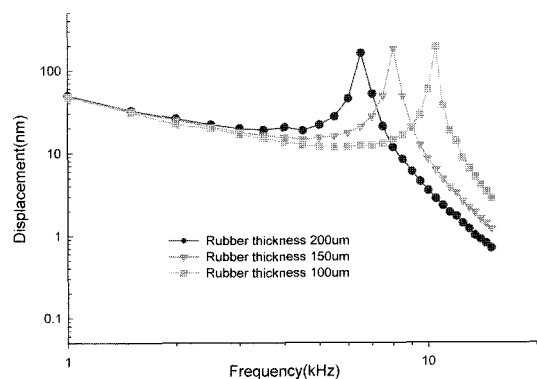


그림 9. 진동변위 FEA 결과
Fig. 9. Result of FEA about the displacement of vibration.

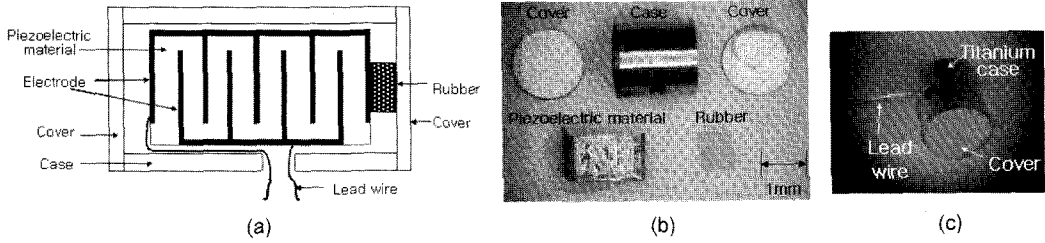


그림 10. 제작된 PFMT, (a) 내부 구조, (b) 부품도, (c) 완성도
 Fig. 10. Manufactured PFMT : (a) profile, (b) components and (c) perfect configuration.

체의 두께 요소를 변화시킴에 따라 공진주파수의 변화를 확인할 수 있었다. 이를 위해 각 그래프의 공진 주파수는 점성감쇠 C_m 을 무시하였으며 식(5), (6)과 같이 단순화하였다. 해석 결과로부터 탄성체의 두께를 100 μm 로 설계한 모델의 경우 가청 주파수대역 중 10 kHz까지 진동변위가 고르게 분포하고 있음을 알 수 있었다.

6. 압전 플로팅 매스 트랜스듀서 설계 및 제작

제안한 PFMT를 제작하여 그 구조와 함께 외형도를 그림 10에 나타내었다. 압전체 재료는 PZT 보다 진동 변위가 월등히 큰 PMN-PT로 제작하였고 압전체만의 최소 부품 구성으로 경량화를 실현하였다. 치수는 1 mm (가로) \times 1 mm (세로) \times 1.8 mm (두께), 구동전압은 10 V 인가시 진동변위 0.1 μm 이상, 적층수는 두께 방향 9 층이다. 진동체의 크기는 줄이고 진폭은 크게 만드는 것이 인공중이용 트랜스듀서의 관건이라 할 수 있는데 이런 측면에서 제안된 방식은 동일한 진동 진폭을 일으키는 트랜스듀서일 경우 그 크기를 상당히 줄일 수 있는 장점이 있다. 또한 탄성체의 폭과 두께를 조절함으로써 진동 특성을 균일하게 제작할 수 있었다.

완성된 형태는 그림 10(c)와 같으며 원통형 티타늄으로 제작된 원통형 케이스의 축 방향으로 압전체를 넣어 한쪽 끝은 어떤 구조물과도 접촉이 없도록 하였고, 다른 쪽 끝은 실리콘 고무 혹은 이와 동등한 특성을 갖는 탄성체를 부착한 뒤 용기의 안쪽 면에 부착하며 동일 재료의 뚜껑으로 마감하였다. 압전체에 신호를 인가할 전극은 압전체의 마주 보는 면에 위치해 있고, 인출선을 통하여 음향 전기 신호가 인가되면 압전체의 운동을 발생시킨다.

트랜스듀서 시제품의 크기 및 무게는 유한요소 해석에 적용된 동일한 치수로 제작하였다. PFMT는 외경 2.0 mm, 내경 1.8 mm, 길이 2.2 mm, 무게 4 mg이며, 압전체는 가로 1 mm, 세로 1 mm, 길이 1.8 mm, 무게

10 mg, 탄성체는 탄성계수가 $7 \times 10^5 \text{ N/m}^2$, 가로 1 mm, 세로 1 mm, 두께 0.1 mm, 길이 2.2 mm, 전체 무게는 20 mg이다.

7. 실험 및 결과

제안 방식의 성능을 확인하기 위하여 압전플로팅매스 트랜스듀서를 제작하였다. 진동 측정장비를 이용하여 트랜스듀서의 진동 변위를 측정하였다. 실험은 압전체 고정 상태, PFMT 무부하 상태 등의 실험으로 발생하는 진동변위를 측정하고 시뮬레이션 결과와 비교하였다.

먼저 고정상태의 압전체에서 발생하는 변위를 측정하는 실험을 수행하였다. 압전체만의 진동 변위를 구하기 위한 실험 구성도는 그림 11과 같다. 기계적 변형이 발생되도록 회로를 구성하였으며 입력전압은 10 V의 첨두치를 갖는 정현파이고 100 Hz~15 kHz의 청음대역의 주파수에서 발생하는 변위를 측정하였고 강성계수와의 곱의 형태로 구동력을 구하였다.

측정된 압전체의 진동 변위는 그림 12와 같이 가청 주파수대역 내에서 시료별로 80~100 nm, 100~120 nm 범위에서 평탄한 특성을 나타내었다.

또한 제작된 트랜스듀서의 주파수 특성과 변위를 도

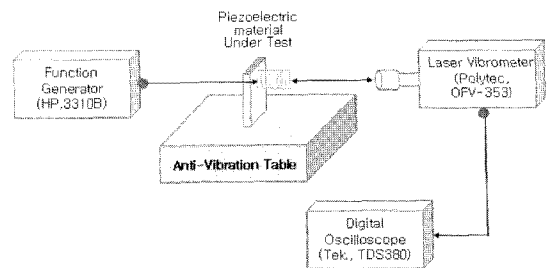


그림 11. 압전체 변위 측정 구성도
 Fig. 11. Schematic diagram of displacement measurement system.

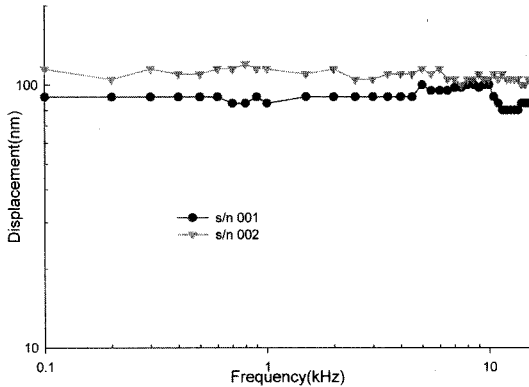


그림 12. 압전체 진동 변위
Fig. 12. Displacements of PMN-PT actuators.

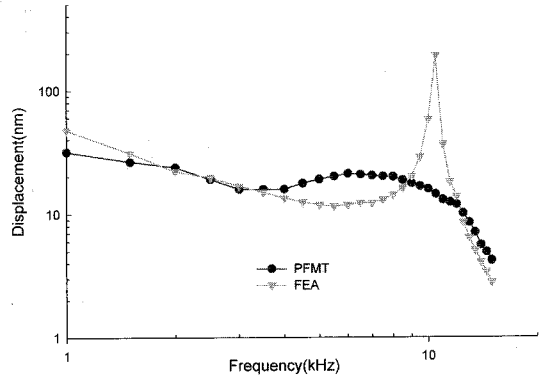


그림 14. 트랜스듀서 측정 및 유한요소 해석 결과 비교
Fig. 14. Comparison of vibration displacements of the PFMT and the result from finite element analysis.

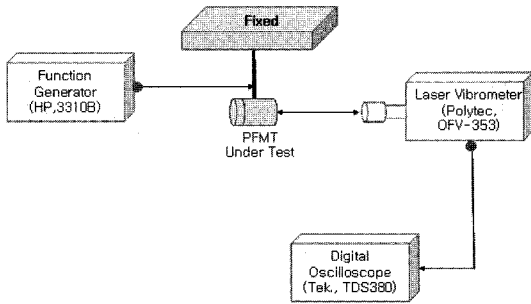


그림 13. 트랜스듀서 진동 측정 구성도
Fig. 13. Schematic diagram of vibration measurement system.

출하기 위해 공중에 매달아 접촉저항을 최소화하였고 무부하 시의 진동을 레이저 진동 측정기로 측정하였다. 실험을 위해 그림 13과 같은 진동 측정 시스템을 구성하였고 입력전압은 10 V의 첨두치를 가지는 정현파를 인가하였다.

함수발생기로 가청 대역 범위에서 주파수를 변화시키며 PFMT에 정현파 신호를 인가하였다. PFMT의 진동은 레이저 진동 측정기로 측정하였고 디지털 오실로스코프로 진동의 파형을 관찰하였다. 함수발생기의 출력 주파수를 1 kHz~15 kHz 범위에서 500 Hz 단위로 측정하였다. 실험 결과 측정된 특성은 그림 14와 같다. 주파수별로 일정한 진동변위를 발생하였으며 PFMT 진동변위 그래프를 유한요소 해석 결과와 비교하였다. 그림에서와 같이 제안된 트랜스듀서 주파수 특성이 탄성체 두께 100 μm를 적용한 유한요소 해석 결과와 유사한 형태의 진동변위가 발생됨을 관찰하였다. 그래프에서 보면 1.5 kHz~3.5 kHz 사이의 주파수에서는 유한요소 해석 결과와 실험치가 매우 근접함을 보였다. 10

kHz 부근에서 예상되었던 peak는 나타나지 않았는데 이는 유한요소 해석시 고려되지 않았던 PFMT의 인출선 (lead wire) 탄성, 주변 공기에 의한 점성감쇠 및 탄성체의 이력감쇠 등이 요인인 것으로 판단된다. 이로서 압전방식의 플로팅매스트랜스듀서가 성능을 발휘할 수 있음을 알 수 있으며 향후 적층 압전체의 크기와 수를 좀 더 조절하고 성능을 향상시킴으로써 인공중이 실제 구동에 필요한 100 nm 정도의 진동을 얻을 수 있을 것으로 판단된다.

8. 결 론

본 논문에서는 압전방식과 전자방식 트랜스듀서의 장점을 가지는 압전플로팅매스트랜스듀서 (PFMT)를 제안하였다 이 방식은 진동체의 부품 수를 줄여 간단한 공정으로 양산성 및 균일한 품질확보가 가능하며 기존의 FMT와 같이 간단히 이소골에 부착되는 형태로 시술을 간단하게 할 수 있었다.

제한한 트랜스듀서를 반한정계로 표현되는 기계계로 모델링하고 유한요소 해석을 통하여 진동 변위를 확인하였다. 또한 트랜스듀서를 제작하고 무부하 진동실험을 하여 주파수별 진동 변위를 측정하였으며, 모델링한 진동 변위와 비교하여 그 결과가 거의 일치함을 확인하였다. 제안한 압전형 트랜스듀서에 대한 모델링과 실험을 통하여 이식형 인공중이용으로 충분히 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

향후 전형적인 귀 및 중이의 주파수 특성을 만족하기 위해서는 압전체의 적층수 조절 및 우수한 진동체 재질 개발과 함께 적절한 탄성체의 선택에 관한 연구가 필요하다.

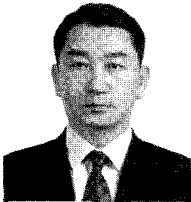
감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원(고유번호: 02-PJ3-PG6-EV10-0001)에 의하여 이루어진 것임.

참고 문헌

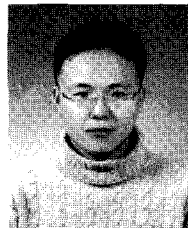
- [1] R. Goode, M. Rosenbaum and A. maniglia, "The history and development of the implantable hearing aid", *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, no. 1, pp. 1-16, 1995.
- [2] A. Chasin, "Current trends in implantable hearing aids", *Trends in Amplification*, vol. 2, no. 3, pp. 84-107, 1997.
- [3] J. Suzuki, *Middle ear implant: implantable hearing aids*, Karger Inc., Tokyo, 1988.
- [4] R. Goode, "Current status and future of implantable electromagnetic hearing aids", *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, no. 1, pp. 141-145, 1995.
- [5] T. Tsuiki, "補聽器と人工中耳", *Journal of Otolaryngology, Head and Neck Surgery*, vol. 11, no. 4, pp. 533-536, 1995.
- [6] N. Yanagihara, K. Gyo, and Y. Hinohira, "Partially implantable hearing aid using piezoelectric ceramic ossicular vibration", *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, no. 1, pp. 85-97, 1995.
- [7] St. Croix medical, Envoy system.
- [8] W. Ko, W. Zhu, and A. Maniglia, "Engineering principles of mechanical stimulation of the middle ear", *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, no. 1, pp. 29-41, 1995.
- [9] M. Kompis, C. Kuhn, M. Affolter, U. Brugger, and R. Hausler, "Design consideration for a contactless electromagnetic transducer for implantable hearing aids", *The Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biological Society*, vol. 20, no. 6, pp. 3137-3176, 1998.
- [10] F. Sink and W. Cremers, "The effect of the floating mass transducer in hearing sensitivity", *American Journal of Otolaryngology*, vol. 21, no. 1, pp. 42-48, 2000.
- [11] J.-H. Cho, "Middle ear hearing aid transducer", *US 6,735,318 B2*, 2004.
- [12] 조진호, 송병섭, 김명남, 원철호, 박세광, 이상훈, "전자 트랜스듀서 방식에 의한 청각보조용 이식형 인공중이 시스템 설계", *센서학회지*, 제6권, 제6호, pp. 466-475, 1997.
- [13] 송병섭, 노철균, 김명남, 조진호, "이식형 인공중이 시스템을 위한 고효율 차동 전자 트랜스듀서의 설계", *센서학회지*, 제11권, 제3호, pp. 171-182, 2002.
- [14] 선주현 등, "압전 단결정 재료를 이용한 이식형 인공중이용 적층 액츄에이터 개발", *한국음향학회지* 제24권, 제3호, pp. 127-132, 2005.
- [15] Z. G. Wang, E. W. Abel, R. P. Mills, and Y. Liu, "Assessment of multi-layer piezoelectric actuator technology for middle-ear implants", *Mechatronics*, vol. 12, pp. 3-17, 2002.
- [16] S. Rao, *Mechanical Vibrations*, Addison-Wesley Inc., 2nd ed., New York, 1990.

이 참 우

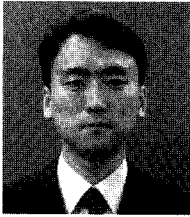


- 1989년 경북대학교 전자공학과 졸업(공학사)
- 1992년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 1992년 ~ 현재 국방품질관리소 선임연구원
- 1999년 ~ 현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
- 주관심분야 : 마이크로컨트롤러, 완전이식형 인공중이

김 민 규



- 2000년 영남대학교 기계공학과 졸업(공학사)
- 2003년 경북대학교 대학원 의용생체공학과 졸업(공학석사)
- 2004년 ~ 현재 경북대학교 대학원 의용생체공학과 박사과정
- 주관심분야 : MEMS, 완전이식형 인공중이, 재활공학, 유한요소해석



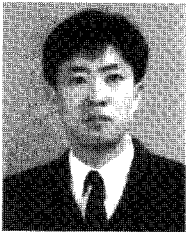
박 일 용

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



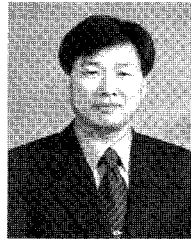
송 병 섭

- 1994년 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
- 1997년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 2002년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)
- 2001 ~ 2002년 센서기술연구소 선임연구원
- 2003 ~ 2004년 첨단감각기능회복장치연구소 연구교수
- 2004년 9월 ~ 현재 대구대학교 재활과학대학 재활공학과 전임강사
- 주관심분야 : 재활시스템, 인공지능시스템, 의용전자



노 용 래

- 1990년 Pennsylvania State Univ. Engineering Science and Mechanics 졸업 (공학박사)
- 1991 ~ 1993년 산업과학연구원 선임연구원
- 1994년 ~ 현재 경북대학교 기계공학학부 교수
- 주관심분야 : development of piezoelectric devices and ultrasonic transducers



조 진 호

- 1988년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)
- 1991 ~ 1992년 University of Iowa, 교환교수
- 1984년 ~ 현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수
- 1984년 ~ 현재 경북대학교 병원 의공학 과장(겸무)
- 2000년 ~ 현재 경북대학교 의과대학 의공학교실 주임교수
- 2002년 12월 ~ 현재 보건복지부지정 첨단감각기능회복장치연구소 연구소장
- 주관심분야 : 생체전자, 생체신호처리, 의용 센서시스템, 완전이식형 인공중이, 초소형 텔레메트리 시스템 등