

이식형 인공중이용 압전 플로팅 매스 트랜스듀서 설계

*이창우, **김민규, *임형규, *윤영호, ***박일용, ****송병섭, *,***조진호
*경북대학교 전자전기컴퓨터학부, **경북대학교 대학원 의용생체공학과,
경북대학교 첨단 감각기능 회복장치 연구센터, *대구대학교 재활공학과
e-mail : ycwysh@korea.com, jhcho@ee.knu.ac.kr

Design of Piezoelectric Floating Mass Transducer for Implantable Middle Ear Hearing Devices

*Chang-Woo Lee, **Min-Kyu Kim, *Hyung-Gyu Lim, *Young-Ho Yoon,
Il-Yong Park, *Byung-Seop Song, and *,***Jin-Ho Cho
*School of Electrical Engineering & Computer Science, Kyungpook National University,
**Dept. of Medical & Biological Engineering, Graduate School, Kyungpook National
University, ***Advanced Research Center for Recovery of Human Sensibility, Kyungpook
National University, ****Dept. of Rehabilitation Science & Technology, School of
Rehabilitation Science, Daegu University

Abstract

In this paper a new type of piezoelectric floating mass type transducer (PFMT) which has advantages of the piezoelectric transducers and the electromagnetic ones has been proposed and designed. To evaluate the frequency characteristics of the PFMT, the finite element analysis and the acoustic simulation of transducer have been performed. The designed PFMT was implemented by a precision manufacturing and the vibration characteristics of the PFMT were measured. Through the measured results from various experiments, it is verified that the implemented PFMT can be used in implantable middle ear hearing devices.

있다[1]~[3]. 본 논문에서는 이 방식들의 장점을 동시에 가지는 새로운 방식의 압전 플로팅 매스 트랜스듀서 (piezoelectric floating mass transducer, PFMT) 를 제안한다. 이소골에 매다는 형태인 플로팅 매스 방식을 적용하였고, 적은 구성 부품수, 외부 자장에 대한 적응성, 및 저전력 작동 등 압전방식의 장점을 가진다.

제안한 트랜스듀서를 기계계로 모델링하여 유한요소 해석으로 진동 발생 및 변위를 확인하였으며 전기계로 모델을 변환하여 신호 전달 특성을 계산하였다. 해석을 통해서 구성품의 무게, 탄성체의 강성계수 등 설계에 필요한 상수들을 선정하고, 이 값을 기준으로 트랜스듀서를 제작하였다. 제작된 PFMT는 무부하 진동실험, 종이 모형 및 사체를 이용한 진동실험을 통하여 그 성능에 대한 평가를 실시하였다.

I. 서론

난청자를 위한 이식형 인공중이 (implantable middle ear hearing devices, IMEHD)와 중요 구성품인 진동 트랜스듀서에 대한 많은 연구가 진행되고 있다. 트랜스듀서 방식에는 압전 방식 (piezoelectric type)과 플로팅 매스 방식 (floating mass transducer, FMT)등이

II. 트랜스듀서의 설계 방향

진동 트랜스듀서는 좁은 종이강 내의 이소골에 설치되어 신호를 전달하므로 소형 경량화, 충분한 구동력, 청각과 유사한 주파수 특성 및 고효율 등이 요구된다. 매다는 기술을 적용하기 위해 FMT 구조로 구현한 형태가 그림 1과 같으며 진동력을 증가시키기 위해 두께

방향의 전압-변위 변환상수를 가지는 적층형 압전체 [4]를 이용하였다.

전원 인가시 압전체가 좌우 동일한 길이만큼 팽창-수축을 반복하므로 압전체의 한쪽을 열어 두면 축의 이동으로 인한 변위가 발생되고 케이스는 내부 압전체의 진동방향과 반대방향으로 운동하게 된다.

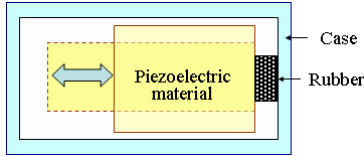


그림 1. 제안된 PFMT 구조

III. PFMT 모델링 및 해석

3.1 PFMT 기계계 모델링

PFMT의 진동 형태는 그림 2 (a)와 같으며 압전체 질량 M_1 과 케이스 질량 M_2 가 스프링과 기계적 저항으로 연결된 형태의 2 자유도계의 등가 기계 모델은 그림 2 (b)와 같다.

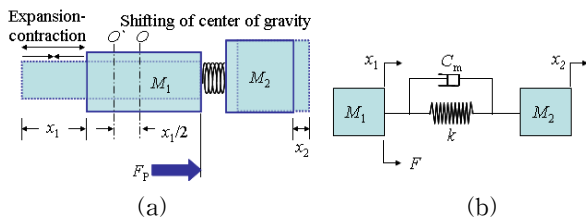


그림 2. (a) PFMT 진동 원리, (b) 기계계 등가 모델

그림 2 (b)에서 k 는 탄성체의 강성 및 C_m 은 감쇠를 나타내며, 고정되지 않고 강체진동하는 진동체는 반한정계에 해당되고 강제력에 의해 지속적으로 운동하는 정상상태의 계로 해석할 수 있다. 외력을 받는 2 자유도계의 운동 방정식은

$$M_1 \ddot{x}_1 + C_m(\dot{x}_1 - \dot{x}_2) + k(x_1 + x_2) = F_p \sin \omega t \quad (1)$$

$$M_2 \ddot{x}_2 + C_m(\dot{x}_2 - \dot{x}_1) + k(x_2 - x_1) = 0 \quad (2)$$

와 같이 Newton 제 2법칙에 의해 표현된다[5].

식 (1), (2)의 해를 식 (3)과 같이 가정하고 지속적인 강제력을 받는 반한정계의 해석을 위해 점성감쇠 C_m 을 무시하면 식(1), (2)는 각각

$$x_i = X_i \sin \omega t, \quad i = 1, 2 \quad (3)$$

$$X_1 = \frac{(k - M_2 \omega^2) F_p}{(k - M_1 \omega^2)(k - M_2 \omega^2) - k^2} \quad (4)$$

$$X_2 = \frac{k F_p}{(k - M_1 \omega^2)(k - M_2 \omega^2) - k^2} \quad (5)$$

와 같이 단순화 된다. 여기서, M_1 은 압전체 질량, M_2 는 압전체 외의 케이스를 포함하는 질량, k 는 탄성체

의 강성계수, X_1 과 X_2 는 각각 M_1 , M_2 의 진동 변위이며, F_p 는 압전체에 전압을 인가 시 M_1 의 진동으로 발생하는 힘이다.

3.2 PFMT 유한요소해석(FEA)

제안된 트랜스듀서의 진동 발생 및 변위를 예상하기 위해 압전체에서 발생하는 힘 F_p 를 모델링에 적용하여 유한요소해석으로 X_2 를 시뮬레이션하였으며, 이를 위해 ANSYS 프로그램을 사용하였다. 실린더는 내경/외경/길이 각각 1.8/2.0/2.2 mm, 무게 4 mg이며, 탄성체를 포함한 기타 무게는 6 mg 이며 압전체는 가로/세로/길이 각각 1/1/1.8 mm, 무게 10 mg이다. 탄성체는 실리콘 고무로서 가로 세로 각각 1 mm 이고 두께는 100/150/200 μ m로 값을 달리하여 해석하였다. 유한요소해석을 위한 PFMT 모델의 형상은 그림 3 (a)와 같다.

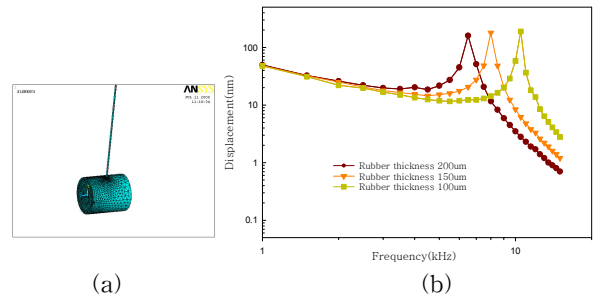


그림 3. (a) FEA용 PFMT 모델링, (b) FEA 결과

유한요소해석 결과 M_2 의 변위 X_2 의 변화는 그림 3 (b)와 같으며, 압전체의 팽창-수축에 의한 힘이 M_2 로 전달되어 변위가 발생하였다. 탄성체의 두께 요소를 변화시키기에 따라 공진주파수의 변화를 확인할 수 있었다. 각 그래프의 공진특성은 점성감쇠 C_m 을 무시하고 식(4), (5)와 같이 단순화시키므로 발생하는 특성이다.

3.3 PFMT 등가 전기계 해석

PFMT의 신호 전달 특성을 계산하기 위해 전기계로 변환하여 하였다. 그림 2 기계계의 질량 M 강성계수 k 및 감쇠계수 C_m 에 상응하는 음향계의 인덕턴스 L_A 커패시턴스 C_A 및 레지스턴스 R_A 를 전기계-기계-음향계 간의 대응표[6]를 참고하여 각각 구한다. 변환 단계 및 고려사항을 적용한 음향계의 임피던스 L_A , C_A 및 R_A 는

$$L_A = \left(\frac{M_1 M_2}{M_1 + M_2} \right) / (A^2 G_{mA}^2) \quad [H] \quad (6)$$

$$C_A = (A^2 G_{mA}^2) / k \quad [F] \quad (7)$$

$$R_A = C_m / (A^2 G_{mA}^2) \text{ } [\Omega] \quad (8)$$

와 같다. 여기서 A 는 등골 접촉부위 (foot plate)의 면적이며 G_{mA} 는 중이의 증폭도를 나타낸다.

이러한 변환 과정을 거쳐 도출된 트랜스듀서의 등가 음향 임피던스로 구성된 전기계는 그림 4와 같다. 변환에 사용한 상수는 $k = 24 \times 10^5 \text{ } [N/m]$, $C_m = 21$, $A = 0.032 \text{ } cm^2$, $G_{mA} = 17$, $M_1 = 10 \text{ } mg$, 및 $M_2 = 10 \text{ } mg$ 이다.

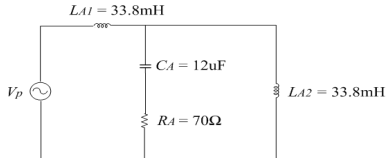


그림 4. 전기계로 표현한 등가 음향 모델

PFMT의 등가 음향 모델을 청각 모델에 적용하고 신호전달 특성을 해석하기 위해서 기존에 제안된 외이 및 중이의 청각 모델을 활용하였으며 DFMT 를 포함한 기존의 모델링과 비교하였다[7]~[9].

그림 5는 PFMT를 적용한 청각 모델이며 제안한 PFMT의 등가 음향 모델을 적용하고 PSpice 9.2를 이용하여 신호 전달 특성을 계산하였다. 가변값은 음압 100 dB SPL 에 해당되는 고정값을 사용하였다.

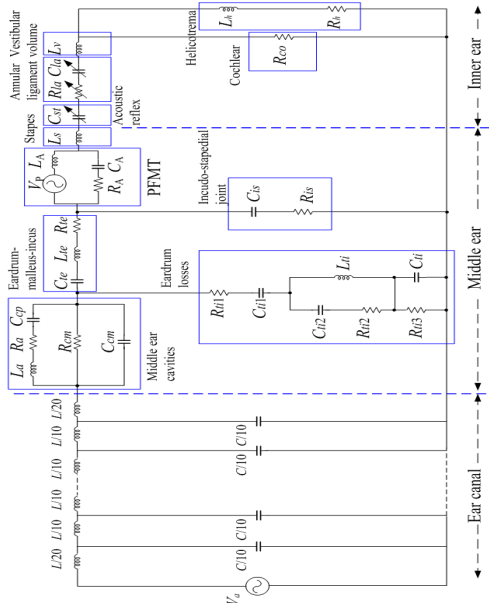


그림 5. PFMT를 적용한 외이 및 중이 청각 모델

입력되는 음압과 PFMT 구동력은 각각 동일한 전압이 동시에 인가된다고 가정하여 PSpice 9.2로 계산한 결과는 그림 6과 같다.

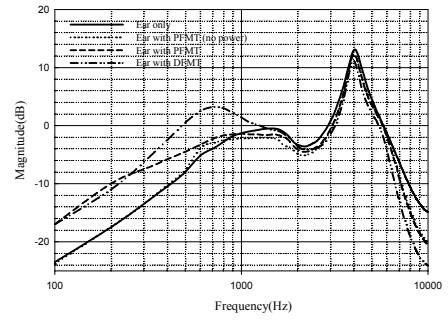


그림 6. 청각 모델, 전원 제거 PFMT 삽입 모델, 전원 인가 PFMT 삽입 모델 및 전원 인가 DFMT 삽입 모델의 신호 전달 특성

기존의 청각 모델은 1.3 kHz와 4 kHz에서 피크를 가지는 형태로 각각 중이와 내이의 특성을 나타내며 청각 모델과 PFMT에 동일한 전원을 인가한 경우는 1 kHz 를 중심으로 큰 변화가 발생하는데 저주파 대역에서는 두 신호의 합에 의해 전달 특성이 좋으나 고주파 대역에서는 간섭에 의하여 약간 저하된다. 그러나 실제 PFMT 에는 저하된 청각능력을 보상해 주기 위해 약 30 dB 정도의 이득이 증가되므로 고주파 대역에서의 특성 저하는 크게 영향을 주지 않는다.

IV. PFMT 설계 및 제작

제안한 트랜스듀서 시제품의 크기 및 무게는 유한요소 해석에 적용된 동일한 치수로 제작하였으며 구성품 및 외형은 그림 7과 같다. 제작한 PFMT는 외경/내경/길이 2.0/1.8/2.2 mm, 무게 4 mg이며, 압전체는 가로/세로/길이 1/1/1.8 mm, 무게 10 mg, 탄성체는 탄성계수가 $7 \times 10^5 \text{ } N/m^2$, 가로/세로/두께 1/1/0.1 mm, 전체 무게는 20 mg이다.

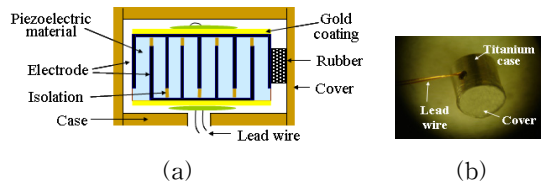


그림 7. 제작된 PFMT, (a) 내부 구조, (b) 외형도

V. 실험 및 결과

제작된 PFMT를 매달아 접촉저항을 최소화하고 무부하 시의 진동을 측정하였다. 실험은 그림 9와 유사하게 진동 측정 시스템을 구성하였고 입력전압은 10 V의 침두치를 가지는 정현파를 인가하였다. 함수발생기로 PFMT에 정현파 신호를 1 kHz ~ 15 kHz 범위에서 500 Hz 단위로 인가하며 측정하였으며 결과는 그림 8과 같다.

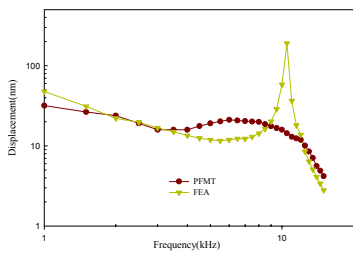


그림 8. 트랜스듀서 측정 및 유한요소해석 결과 비교

측정된 주파수 특성이 탄성체 두께 100 μm 를 적용한 유한요소해석 결과와 유사한 형태의 진동변위가 발생되었다. 그래프에서 보면 1.5 kHz ~ 3.5 kHz 사이의 주파수에서는 유한요소해석 결과와 실험치가 매우 근접함을 보였다. 10 kHz 부근에서 예상되었던 피크는 없는데 이는 유한요소해석시 고려되지 않았던 PFMT의 주변 공기에 의한 점성감쇠 및 탄성체의 이력감쇠 등이 요인인 것으로 판단된다.

제작된 PFMT를 중이 모형과 사체 샘플의 이소골 중심에 각각 설치하고 등골 종단 (stapes footplate)에 반사판을 부착한 후 등골 종단의 진동변위를 측정하였으며 진동 측정 시스템은 그림 9와 같다.

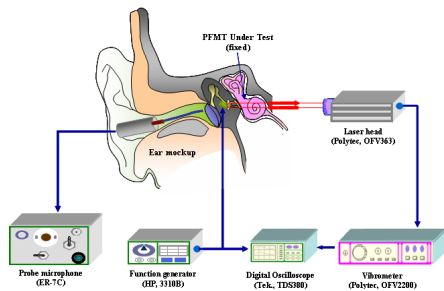


그림 9. 트랜스듀서 진동 및 음압 측정 구성도

입력전압은 10 V의 침두치를 가지는 정현파를 인가하였고 측정된 등골 종단의 진동 변위와 음압의 세기는 그림 10과 같다.

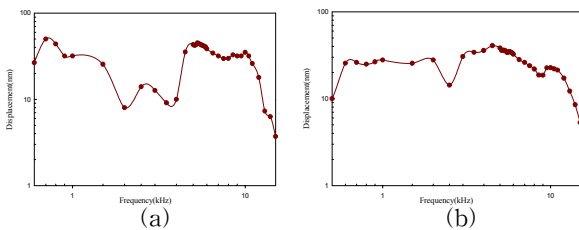


그림 10. 등골의 진동 변위 및 고막으로부터 발생하는 음압 (a) 중이 모형 실험, (b) 사체 샘플 실험

실험 결과 중이모형에서는 최대 50 nm 정도, 사체 샘플에서는 최대 40 nm 정도의 진동 이 발생되었다. 주파수 특성은 청각 모델이 1 kHz와 4 kHz에서 피크

를 가지는 형태와 거의 유사하게 중이모형에서는 1 kHz와 5 kHz 부근, 사체 샘플에서는 1 kHz와 4.5 kHz에서 피크 특성이 나타남을 알 수 있다. 이로서 전기계 모델링에 대한 해석이 타당함을 입증하였고 PFMT의 신호 전달 특성을 확인하였다.

VI. 결론

본 논문에서는 인공중이용 진동 트랜스듀서로서 압전 플로팅 매스 트랜스듀서 (PFMT)를 제안하였다.

제안한 트랜스듀서의 기계계 모델링, 유한요소해석 및 전기계 모델링 및 해석을 통해 동작 특성을 확인하고 설계 제원을 구하였다. 이 값을 기준으로 트랜스듀서를 제작하였고 진동 변위 측정 시스템을 구축하여 무부하 진동실험, 중이 모형 및 사체샘플 실험으로 진동변위를 측정하였다.

실험 결과 제작된 트랜스듀서의 전기계 해석과 유사한 형태의 진동 변위가 중이 모형과 사체 실험에서 발생하였다. 이러한 모델링과 실험을 통하여 제안한 압전형 트랜스듀서가 이식형 인공중이용으로 충분히 활용할 수 있음을 확인하였다.

참고문헌

- [1] St. Croix medical, Envoy system.
- [2] 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, Mar. 2000.
- [3] Jin-Ho Cho, "Middle Ear Hearing Aid Transducer," US 6,735,318 B2, May 11, 2004.
- [4] 선주현 등, "압전 단결정 재료를 이용한 이식형 인공중이용 적층 액츄에이터 개발," 한국음향학회지 제24권, 제3호, pp. 127-132, 2005.
- [5] S. Rao, *Mechanical Vibrations*, Addison-Wesley Inc., 2nd ed., New York, 1990.
- [6] S. Talbot, *System physiology*, John Wiley & Sons Inc., New York, 1973.
- [7] M. Lutman and A. Martin, "Development of an electroacoustic analogue model of the middle ear and acoustic reflex," *Journal of Sound Vibration*, pp. 133-157, Jan. 1979.
- [8] J. Pascal and A. Bourgeade, "Linear and nonlinear model of the human middle ear," *Journal of Acoustic Society of American*, vol. 104, No. 3, pp. 1509-1516, Sep. 1998.
- [9] 송병섭, 환경자장 무간섭형 인공중이용 차동 전자 트랜스듀서의 설계, 박사학위논문, 경북대학교, 2001년 12월.