

PZT 적층 압전체 기반의 인공중이용 트랜스듀서 설계 및 구현

Design and Implementation of a Vibration Transducer based on PZT Multi-layered Actuator for Implantable Middle Ear Hearing Devices

박일용*, 정의성, 성기웅, 김민우, 조진호

I. Y. Park, E. S. Jung, K. W. Seong, M. W. Kim and J. H. Cho

요 약

최근 기존 공기 전도형 보청기의 문제점과 불편함을 해결하기 위해 이식형 보청기인 인공중이 (implantable middle ear hearing devices, IMEHDs)가 미국, 일본, 한국 등에서 활발히 연구 개발되고 있다. 본 논문은 인공중이용 진동체로서 PZT 적층 압전체 기반의 플로팅 매스 트랜스듀서의 설계 및 구현에 관한 것이다. 인공중이용 압전 플로팅 매스 트랜스듀서 (piezoelectric floating mass transducer, PFMT)의 기계적 진동 특성을 구하기 위한 근사적 모델링과 이의 해석을 위한 전기적 변환을 통한 진동 특성 분석을 수행하여 트랜스듀서 설계에 반영하여 구현하였다. 구현된 PFMT를 본 연구팀이 개발한 완전 이식형 인공중이 시스템 시작품에 적용하였으며, PFMT의 성능을 확인하기 위해 PFMT를 사체 이소골에 장착한 후 이소골 진동변위를 측정하는 실험을 행하였다. 이를 통해 본 논문에서 설계 및 구현된 PFMT의 인공중이용 진동 트랜스듀서로서 유효성을 확인하였다.

ABSTRACT

Recently, implantable middle ear hearing devices (IMEHDs) have been developed to overcome the problems of conventional hearing aids. In this paper, a piezoelectric floating mass transducer (PFMT) based on a PZT multi-layered actuator has been designed and implemented using the approximated mechanical vibration modeling for the PFMT and the analysis of vibration characteristics through the transformation into the equivalent electrical model. The implemented PFMT has been attached to the ossicle of a human cadaver's temporal bone and the *in-vitro* experiment has been performed. Through the experimental results, it has been verified that the PFMT applied into our developed implantable middle ear hearing device can be used for an IMEHD transducer.

Keyword : Implantable Middle Ear Hearing Device, PZT actuator, Floating Mass Transducer

* 박일용 : 경북대학교 첨단감각기능회복장치연구소
연구교수 piyong@ee.knu.ac.kr (주저자)
정의성 : 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 박사수료
iday07@acrhs.knu.ac.kr (공동저자)
성기웅 : 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 박사수료
happywoong@hotmail.com (공동저자)
김민우 : 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 박사과정
maninfog@hanmail.net (공동저자)
조진호 : 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수

1. 서 론

1970년대 이후부터 미국, 일본 및 유럽 선진국에
서는 기존 보청기가 가지는 하울링, 폐쇄효과, 음향

jhcho@ee.knu.ac.kr (교신저자)

※ 본 연구는 보건 복지부 보건의료기술진흥사업의 지원
에 의하여 이루어진 것임. (과제고유번호 : 02-PJ3-PG
6-EV10-001) 또한 이 논문은 2007년도 두뇌한국21 (B
K21) 사업에 의하여 지원되었음.

왜곡 등의 불편함을 해소하기 위한 이식형 보청기인 인공중이 (implantable middle ear hearing devices, IMEHDs)에 대한 연구 개발이 활발히 진행되어 왔다[1]. 우리나라는 1990년대부터 조 등에 의해 연구가 처음 시작되었으며, 현재 완전히 이식되어 외부에서 전혀 드러나지 않는 완전 이식형 인공중이 시작품이 개발되었다[2].

이러한 국내외의 인공중이 시스템들은 공통적으로 중이의 이소골을 진동시키기 위한 진동체를 사용하는데, 자석과 코일간의 전자기력을 이용하는 전자기 트랜스듀서 (electromagnetic transducer)와 압전 효과를 이용한 압전 트랜스듀서 (piezoelectric transducer)의 두가지 형태로 구분된다[3-4].

대표적인 인공중이용 전자기 트랜스듀서인 Vibrant Medel사의 플로팅 매스형 트랜스듀서 (floating mass transducer, FMT)는 다른 인공중이 방식에 비해 간단한 수술로 이식이 가능한 장점이 있으나, 비교적 높은 소모 전력과 외부 환경 자장에 대한 간섭 현상 등이 문제점으로 지적되고 있다. 이에 반해, 압전 트랜스듀서의 경우는 상당한 정밀도를 요구하는 이식 수술이 필요한 단점이 있지만 고주파 응답 특성이 좋고 낮은 전력 소모의 장점을 지니고 있다. 최근 인공중이용 전자기 트랜스듀서와 압전 트랜스듀서가 가지는 각각의 장점을 살리고 단점을 보완하고자 압전 플로팅 매스 트랜스듀서 (Piezoelectric Floating Mass Transducer, PFMT)에 대한 연구가 몇몇 연구자들에 의해 시도되어 왔다[5-7]. 그러나 Ball 등이 시도한 인공중이용 PFMT는 소형의 실린더형 케이스 내부에 압전체 외에 추가적 질량체를 가져야하는 복잡한 구조였으며[6], 이 등의 압전체 자체 질량을 이용한 방식은 낮은 진동효율이 문제점으로 지적되고 있다[7].

본 논문에서는 인공중이용 전자기 트랜스듀서와 압전 트랜스듀서가 가지는 장점을 살리고 단점을 보완함과 동시에 추가적 질량체가 없는 간단한 구성 요소로써 높은 진동효율을 가지는 PFMT를 설계하고 구현하였다. PFMT의 기계적 진동 모델링 및 해석을 통한 진동 특성을 분석하여 설계에 반영하였으며, 실제 구현된 PFMT를 본 연구팀이 이미 개발한 완전 이식형 인공중이 시스템 시작품의 진동체로서 적용하였다. PFMT의 성능을 확인하기 위해 PFMT를 사체 이소골에 장착한 후 이소골 진동변위를 측정하는 실험을 행하였으며, 실험 결과를 통해 구현된 PFMT의 인공중이용 진동 트랜스듀서로서의 유효성을 확인하였다.

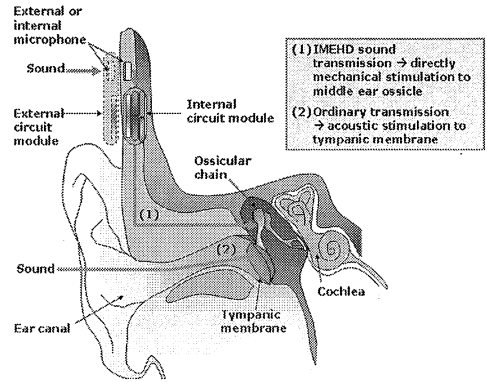


그림 1. 이식형 인공중이의 개념도

2. 인공중이용 압전 플로팅 매스 트랜스듀서

2.1 인공중이 및 진동 트랜스듀서

기본적으로 인공중이는 그림 1에서와 같이 기존의 음향 전달 경로인 외이-외이도-고막-이소골-달팽이관의 경로를 거치지 않고 이식된 진동 트랜스듀서를 통해 추골 (malleus), 침골 (incus), 등골 (stapes)로 이루어진 이소골 (ossicle)을 직접 진동시켜 달팽이관(cochlea)으로 음향을 전달시켜줌으로써 기존 보청기의 음향 왜곡 및 폐쇄 효과없이 보다 명료한 소리를 난청자에게 들려주게 된다. 이러한 인공중이에서 사용되는 진동 트랜스듀서는 대표적으로 그림 2.(a) 및 (b)와 같이 전자기 플로팅 매스형과 압전 진동형으로 구분된다. 본 논문에서는 이식방법이 간단한 전자기 플로팅 매스형 트랜스듀서와 우수한 고주파 특성의 압전 트랜스듀서의 장점을 가지면서 추가적 진동체 없이 간단한 구성 요소로써 높은 진동효율을 가지는 PFMT를 설계하고 구현하였다.

2.2 압전 플로팅 매스 트랜스듀서의 설계

그림 3.(a)에서와 같이 이식 수술하기가 간편한 형태인 플로팅 매스형이면서 높은 고주파 특성을 가지는 적층 압전체 기반의 인공중이용 진동 트랜스듀서를 위해, 그림 3.(b)와 같이 설계하였다. 설계

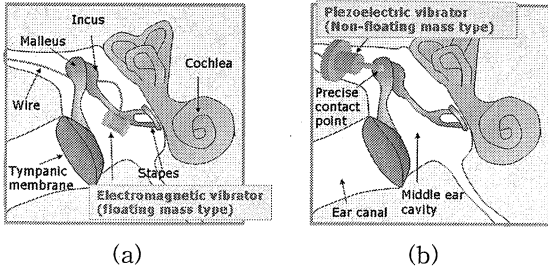


그림 2. 인공중이용 (a) 전자기 플로팅 매스형 트랜스듀서 및 (b) 압전 진동 트랜스듀서의 개략적 이식 형태

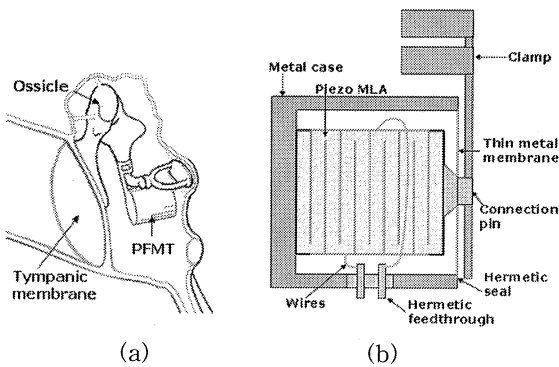


그림 3. PFMT의 (a)이식 개념도 및 (b) 설계 구조

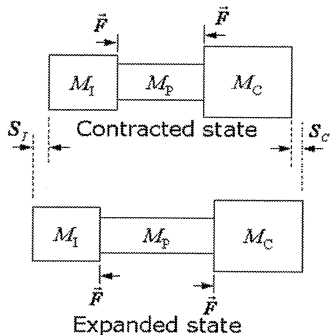


그림 4. PFMT의 진동 원리 (M_1 , M_P , M_C , S_i , S_c 는 각각 이소골 질량, 압전체 질량, 케이스 질량, 이소골 진동변위, 케이스 진동 변위)

된 PFMT는 생체 적합 금속 케이스의 고정 내측 일면과 압전체의 일면이 결합하고, 압전체의 다른 일면은 유연성이 있는 매우 얇은 금속막에 연결되는 구조를 가지고 있다. 진동 원리는 그림 4에서와 같이 압전체에 전압을 교번적으로 인가하게 되면 압

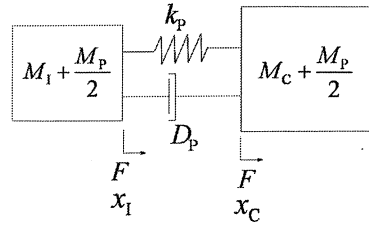


그림 5. PFMT의 간략화된 2 자유도계의 진동모델

전체가 길이 방향으로 수축 및 팽창을 하게 되어 외부 금속 케이스, 이소골 및 압전체는 작용-반작용 (action-reaction) 관계에 의하여 서로 진동하는 방식이다[5]. 이때, 달팽이관으로 전달되는 이소골의 진동변위는 압전체에 인가된 전압, 압전체의 전압-변위 특성, 케이스 및 이소골의 질량에 관계되어 결정된다. 특히, 정상인의 이소골 질량 데이터와 사용되는 압전체의 전압-변위 특성이 주어진 상황에서는 외부 금속 케이스의 질량이 이소골 진동 변위에 영향을 주는 중요한 변수가 된다.

PFMT 외부 금속 케이스 질량에 따른 이소골 진동 변위 변화는 그림 5와 같이 수축 및 팽창하는 압전체를 스프링 상수 k_p 와 감쇠 상수 D_p 를 가지는 탄성체로 가정하고, 이 탄성체에 의해서 압전체 질량이 균등 분배된 이소골 질량과 케이스 질량체가 연결된 간단한 2 자유도계의 기계적 진동 모델을 통해 대략적으로 예상될 수 있다. 그림 4의 진동 모델의 운동 방정식은

$$k_p(x_1 - x_c) + D_p(\dot{x}_1 - \dot{x}_c) + (M_1 + \frac{M_P}{2})\ddot{x}_1 = F \quad (1)$$

$$k_p(x_c - x_1) + D_p(\dot{x}_c - \dot{x}_1) + (M_c + \frac{M_P}{2})\ddot{x}_c = -F \quad (2)$$

로 나타낼 수 있다. 여기서, x_1 , x_c 는 이소골의 진동 변위 및 케이스의 진동 변위이며, F 는 압전체에서 발생하는 힘의 크기이다. 일반적으로 미소 변위를 발생시키는 적층 압전체에 대해 각 층에 전압 V 가 가해질 때, 발생하는 힘 F 는

$$F = k_p n d_{33} V \quad (3)$$

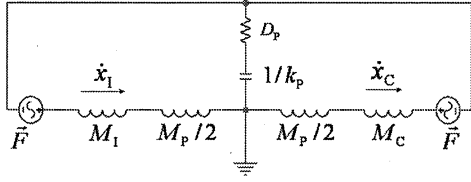


그림 6. PFMT 기계계에 대한 등가 전기 모델.

로 표현된다[7]. 여기서, n 과 d_{33} 은 각각 압전체 적층 수와 압전체 두께 방향으로의 전압-변위 변환계수이며, k_p 는 압전체의 변위-힘 변환계수이다.

식(1) 및 (2)의 기계 모델 운동방정식을 전기회로의 KVL (Kirchhoff's voltage law) 방정식 형태로 변환하면

$$k_p \int (\dot{x}_1 - \dot{x}_c) + D_p (\dot{x}_1 - \dot{x}_c) + (M_1 + \frac{M_p}{2}) \frac{d}{dt} \dot{x}_1 = F \quad (4)$$

$$k_p \int (\dot{x}_c - \dot{x}_1) + D_p (\dot{x}_c - \dot{x}_1) + (M_c + \frac{M_p}{2}) \frac{d}{dt} \dot{x}_c = -F \quad (5)$$

로 나타낼 수 있으며, 이는 그림 6과 같은 등가 전기 모델이 된다. 등가 모델에 대해 Pspice 시뮬레이션을 수행하여 얻어진 M_1 및 M_p 에 흐르는 전류 I_c , I_1 는 각각 이소골 및 케이스의 진동 속도 \dot{x}_1 , \dot{x}_c 에 해당되며, 인가 전압에 해당되는 힘 F 가 $F \sin(2\pi ft)$ 으로 주어질 때, 이소골 및 케이스의 진동 변위의 크기는

$$x_1 = \frac{I_1}{2\pi f}, \quad x_c = \frac{I_c}{2\pi f} \quad (6)$$

로 각각 구해진다.

3. 실험 및 결과

3.1 Pspice 시뮬레이션 해석 및 설계

PFMT에 대한 등가 전기 모델을 Pspice 시뮬레이션을 통해 PFMT 진동 특성 분석 및 이를 통한 설계 반영을 수행하였다. 먼저, PFMT에 사용되는

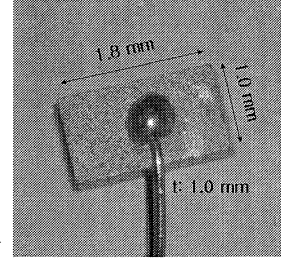


그림 7. PFMT에 사용된 PZT 기반의 압전체.

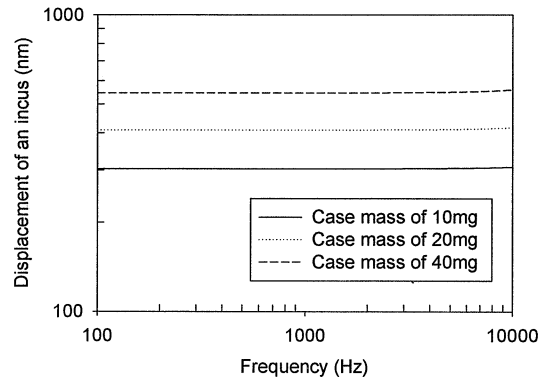


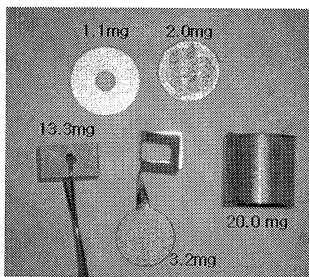
그림 8. Pspice를 통한 PFMT 등가 전기모델에서 케이스 질량에 따른 이소골 진동 변위

그림 7과 같은 PZT (Lead Zirconate Titanate) 기반의 적층 압전체에서 발생하는 힘을 압전물질의 물성치 및 구조를 고려하여 계산하였다. 압전체는 1 mm x 1 mm x 1.8 mm의 크기로서 총 90 층으로 적층되었다. 압전체에 20 V_{pp} 인가시 약 980 nm 정도의 변위를 10 kHz 이상 평탄한 진동 특성을 가지도록 설계되었으며, 압전체에 사용된 PZT 물성치인 d_{33} 및 k_p 를 고려하면, 식 (3)에 의해 압전체에서 발생하는 힘은 약 $F=3.33 \times 10^3$ N으로 계산되어진다. 이렇게 계산된 힘과 이소골 중 침골의 알려진 질량 $M_1=30.7$ mg, PZT 압전체 질량 $M_p=13.3$ mg, 압전체의 강성 계수 $k_p=3.39 \times 10^9$ N/m 을 PFMT 등가 전기 모델에 적용하여, PFMT 케이스 질량 M_c 의 변화에 따른 이소골 진동 변위를 Pspice 시뮬레이션을 통해 구하였다. 그림 8의 시뮬레이션 결과에서 보듯이 케이스의 무게가 증가됨에 따라 이소골 진동 변위는 증가함을 알 수 있다. PFMT의 외부 케이스 질량은 인체 이소골에 매달기에 적합한 20 mg로 선택하였으며, 20 V_{pp}인가 시 약 400 nm의 이소골 진동변위가 되도록 하였다.

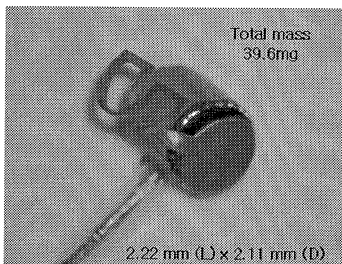
3.2 구현 및 PFMT 진동변위 측정 실험

Pspice 시뮬레이션 결과를 바탕으로 그림 9.(a) 및 (b)에서와 같이 20 mg의 티타늄 케이스 및 커버, 이소골 연결을 위한 SUS316 재질의 클램프, 10 μ m의 SUS316 금속막, PZT 압전체를 구성요소로 가지는 PFMT를 구현하였다. 이때, SUS316 금속막과 티타늄 케이스와의 결합은 Nd-YAG 레이저 용접을 통해 기밀성을 실현하였다. 이소골 연결을 위한 클램프, 진동막, 케이스 커버는 화학 식각 공정을 이용하여 제작하였다. 제작된 PFMT의 전체 질량은 약 40 mg 미만으로서, 이소골의 침몰에 매달기 적합한 수준이다[9-10].

구현된 PFMT의 자체 진동 특성을 확인하기 위해 그림 10.(a)에서와 같이 이소골 중 침몰에 해당하는 약 30 mg의 질량체를 PFMT의 클램프쪽에 매달고 PFMT를 공중에서 자체 구동시켰으며, 이때 질량체의 진동 변위를 레이저 도플러 진동측정기(Laser Doppler Vibrometer, LDV)를 이용하여 측정하였다. 그림 10.(b)는 PFMT 구동 전압에 따른 이소골 질량체의 진동 변위를 보여준다. 앞서 Pspice 시뮬레이션 결과와 비교해볼 때, 측정된 진동 변위는 20 V_{pp}의 인가전압에 대해 평탄 영역에서 약 400 nm로 거의 일치하며, 인가 전압에 대해 거의 선형적인 특성을 보여주고 있다. 저주파 및 고주파에서의 진동 변위 증가 현상은 각각 PFMT의 인출선 영향 및 PZT 압전체 제작 상의 문제로 인한 물성치 변화에 따른 것으로 판단된다.

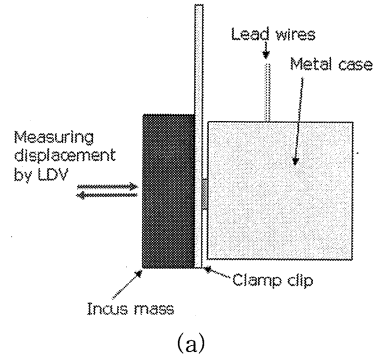


(a)

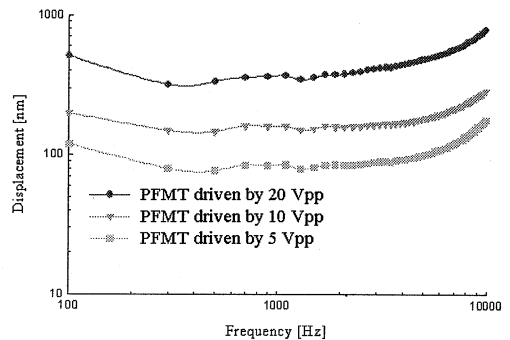


(b)

그림 9. PFMT의 (a)구성요소 및 (b)결합 사진



(a)

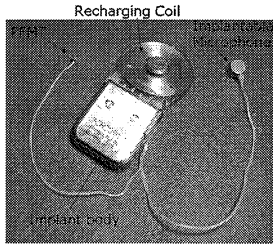


(b)

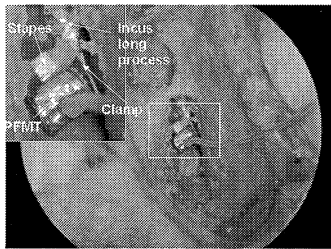
그림 10. 구현된 PFMT의 (a)진동변위 측정환경과 (b) 구동 전압에 따라 측정된 진동 변위.

3.3 사체 실험

이렇게 구현된 PFMT의 인공중이용 진동 트랜스듀서로서의 성능을 확인하기 위해, 그림 11.(a)와 같이 본 연구팀에서 개발한 완전 이식형 인공중이 시스템 시작품에 적용한 후, PFMT를 사체 이소골에 장착하여 이소골 진동변위를 측정하는 실험을 행하였다. 그림 11.(b)에서와 같이 PFMT는 사체 이소골 중 침몰에 이식이 되었으며, PFMT 구동에 따른 등골 진동 변위를 Polytec사의 LDV (OFV2200, OFV551)을 사용하여 측정하였다. 이 때, 인공중이 시스템의 마이크로폰에 94 dB SPL과 76 dB SPL 두가지 종류의 음압을 인가하여 원래 이소골 자체 진동 특성, PFMT를 이식한 후 부하 효과가 더해진 이소골 진동 특성과 PFMT를 구동하여 발생하는 이소골 진동 특성을 각각 측정하여 비교하였다. 그 결과, 그림 12. (a)의 결과에서 보듯이 1 kHz 이상에서는 등가적으로 94 dB SPL 이상의 음압 전달이 가능함을 알 수 있다. 그림 12.(b)는 94 dB SPL과 76 dB SPL의 인가 음압에 대한 이소골 진동변위를 기준으로 하여, PFMT 구동에 따른 진동 변위를 각 주파수 별로 등가 음압 (equivalent sound pressure level)으로 변환하여 그 전달 이득을 나타낸 것이다.

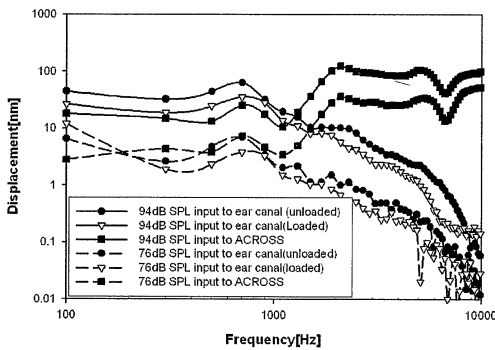


(a)

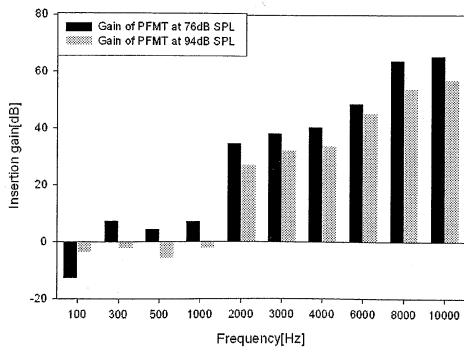


(b)

그림 11. (a) PFMT가 적용된 완전 이식형 인공중이 시제품, (b) 인체 이소골에 이식된 모습, 및 (c) PFMT 구동을 통한 이소골 진동 변위 측정 결과.



(a)



(b)

그림 12. (a) 인체 이소골에 이식된 PFMT의 구동을 통한 이소골 진동 변위 측정 결과 및 (b) 이에 따른 전달 음압 이득

결과에서 보듯이, PFMT의 뛰어난 고주파 응답 특성으로 인해, 주로 감각 신경성 난청자들의 경우에 필요한 2 kHz 이상의 고주파 이득 보상이 최대 60 dB까지 가능함을 확인하였다. 이러한 충분한 고주파 이득 특성은 완전 이식형 인공중이의 이식형 마이크로폰이 받게 되는 피부에 의한 고주파 감쇠 현상을 보상하는데 유리하다.

4. 결론

본 논문에서는 인공중이용 전자기 트랜스듀서와 압전 트랜스듀서가 가지는 장점을 살리고 단점을 보완하는 형태의 진동체인 압전 플로팅 매스 트랜스듀서 (piezoelectric floating mass transducer, PFMT)를 Pspice를 이용한 전기 모델 해석을 통해 설계하였고 구현하였다. PFMT의 기계적 진동 특성을 구하기 위한 근사적 모델링과 이의 해석을 위한 전기적 변환을 통한 진동 특성 분석을 수행하여 트랜스듀서 설계에 반영하여 구현하였다. 또한, 구현된 PFMT를 본 연구팀이 개발한 완전 이식형 인공중이 시스템 시제품에 적용하였으며, PFMT의 성능을 확인하기 위해 PFMT를 사체 이소골에 장착한 후 이소골 진동변위를 측정하는 실험을 행하였다. 이를 통해 PFMT의 인공중이용 진동 트랜스듀서로서 유효성을 확인하였다. 특히, PFMT는 높은 고주파수 응답 특성으로 인하여 고주파 이득이 필요한 감각 신경성 난청 보상용 인공중이 시스템으로 유용하게 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

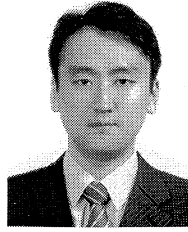
참고 문헌

- [1] R.L. Good, M.L. Rosenbaum, and A.J. Maniglia, "The history and development of the implantable hearing aid," The Otolaryngologic Clinics of North America, vol. 28, no. 1, pp. 1-6, February, 1995
- [2] 조진호, 박일용, 이상훈 외, "완전 이식형 인공중이의 국내 개발 현황," Journal of Rehabilitation Research, vol. 10, no. 3, pp. 90-106, December, 2006.
- [3] J.H. Spindel, "Middle Ear Implantable Hearing Devices," American Journal of Audiology, vol. 11, no. 1, pp. 104-113, December, 2002.
- [4] E.A. Dinces, S.R. Parikh, "Implantable Hearing Aids for Moderate-to-Severe Hearing Loss,"

Operative technologies in otolaryngology-Head and Neck Surgery, vol. 14, no. 4, pp. 277-281, December, 2003.

- [5] E.P. Hong, M.K. Kim, I.Y. Park, S.H. Lee, Y.R. Rho, and J.H. Cho, "Vibration Modeling and Design of Piezoelectric Floating Mass Transducer for Implantable Middle Ear Hearing Devices," IEICE Transactions on Fundamentals of Electronics, Communications and Computer Sciences, Vol. J90-A, No.8, pp.1620-1627, August, 2007.
- [6] G.R. Ball, J.M. Culp, C. Mar, et al, "Implantable and External Hearing Systems Having a Floating Mass Transducer," US 6,190,305, US patent, February, 2001.
- [7] 이창우, 김민규, 박일용, 조진호 외 "이식형 인공 중이를 위한 압전 플로팅 매스 트랜스듀서의 제안," 센서학회지, vol. 14, no. 5, pp. 322-330, September, 2005.
- [8] H. Taschke, Ch. Weistenheuffer, H. Hudde, "A Full-Size Physical Model of the Human Middle Ear," Acustica-acta acustica, vol. 86, no. 1, pp. 103-106, February, 2000.
- [9] Gan RZ, Dyer RK, Wood MW, and Domer KJ. "Mass loading on the ossicles and middle ear function", The Annals of otology, rhinology, and laryngology, vol. 110, pp. 478-485, May, 2001.
- [10] A. J. Needham, D. Jiang, A. Bibas, et al. "The effects of mass loading the ossicles with a floating mass transducer on middle ear transfer function," Otology & Neurotology, vol. 26, no. 2, pp. 218-224, March, 2005.
- [11] 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, February, 1995.
- [12] Jin-Ho Cho, "Middle Ear Hearing Aid Transducer," US 6,735,318, B2, May, 2004
- [13] Timothy G. Dietz, Geoffrey R. Ball, Bob H. Katz, "Partially Implantable Vibrating Ossicular Prosthesis," International conference on solid-state sensors ad actuators, pp. 433-436, 1997.

박 일 용



1998년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
 2000년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학석사)
 2004년 8월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학박사)

2004년 8월 - 현재 경북대학교 연구초빙교수
 관심분야 : 완전 이식형 인공중이, 생체 신호 센서 및 계측 시스템, 실시간 영상처리

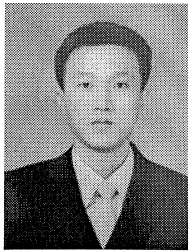
정 의 성



2003년 2월 경북대학교 전자전기공학부 졸업 (공학사)
 2005년 2월 경북대학교 대학원 전자전기컴퓨터학부 졸업 (공학석사)

2006년 3월 - 현재 경북대학교 대학원 전자전기컴퓨터학부 박사과정 재학
 관심분야 : 음성신호처리, 이식형 보청기 등

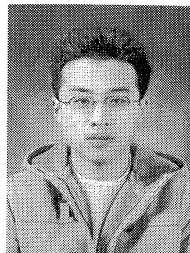
성 기 용



1998년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
 2000년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학석사)
 2001년 3월 - 2006년 4월 고에너지물리연구소 연구원

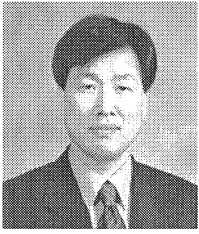
2000년 3월 - 현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사수료 재학
 관심분야 : 완전 이식형 인공중이, 바이오 피드백 시스템, 생체 신호처리 등

김 민 우



2005년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
 2007년 2월 경북대학교 대학원 의용생체공학과 졸업 (공학석사)
 2007년 3월 - 현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정

재학
 관심분야 : 이식형 인공중이, 음성신호처리, 청각 전달 메커니즘 등



조진호

1977년 2월 경북대학교 공업교육
학과 졸업 (학사)

1979년 2월 경북대학교 대학원
전자공학과 졸업 (공학 석사)

1988년 2월 경북대학교 대학원
전자공학과 졸업 (공학 박사)

1984년 4월 - 현재 경북대학교 전자공학과 교수

2003년 5월 - 현재 경북대학교 첨단감각기능회복장
치 연구소장

관심분야 : 의용전자공학, 완전 이식형 인공중이 시
스템, 무선 캡슐형 내시경 등