

완전 이식형 보청기를 위한 진동 기반의 가속도 센서 제안

Proposition of a Vibration Based Acceleration Sensor for the Fully Implantable Hearing Aid

신동호*, 문하준, 성기웅, 조진호

D. H. Shin, H. J. Mun, K. W. Seong, J. H. Cho

요 약

하이브리드 음향센서 (hybrid acoustic sensor)는 음압 기반의 음향센서 (ECM)와 진동 기반의 가속도 센서 (acceleration sensor)가 접목된 구조이다. 이는 음향센서의 저주파 대역 감도와 가속도 센서의 고주파 대역 감도를 결합하여 저주파에서 고주파 대역까지 광범위하게 음향을 포집할 수 있다. 본 논문에서는 하이브리드 음향센서에 사용되는 가속도 센서를 제안하였다. 가속도 센서는 음향신호에 의해 발생하는 고막의 진동을 포집한다. 제안된 가속도 센서의 사이즈는 고막의 해부학적 구조와 음향센서인 ECM의 규격을 고려하여 직경 3.2 mm로 결정하였다. 그리고 하이브리드 음향센서가 고감도 광대역 특성을 가지도록 하기 위해서는 가속도 센서의 공진 주파수는 3.5 kHz 부근에서 생성되는 것을 목표로 하였다. 가속도 센서를 구성하는 진동막은 수학적 모델과 유한요소 해석을 통하여 기하학적 구조를 도출하였다. 이를 바탕으로 화학적 식각공정을 이용하여 진동막을 제작하였다. 그리고 제작된 진동막의 주파수 특성을 확인하기 위하여 외력에 의한 진동 측정 실험을 수행하였고, 실험 결과 진동막의 기계적 공진은 3.4 kHz에서 발생되었다. 그러므로 제안한 가속도 센서는 하이브리드 음향센서에 유용하게 활용될 수 있을 것으로 판단된다.

ABSTRACT

The hybrid acoustic sensor for implantable hearing aid has the structure in which a sound pressure based acoustic sensor (ECM) and a vibration based acceleration sensor are combined. This sensor combines the low frequency sensitivity of an acoustic sensor with the high frequency sensitivity of an acceleration sensor, allowing the acquisition of a wide range of sound from low to high frequency. In this paper, an acceleration sensor for use in a hybrid acoustic sensor has been proposed. The acceleration sensor captures the vibration of the tympanic membrane generated by the acoustic signal. The size of the proposed acceleration sensor was determined to diameter of 3.2 mm considering the anatomical structure of the tympanic membrane and the standard of ECM. In order to make the hybrid acoustic sensor have high sensitivity and wide bandwidth characteristics, the aim of the resonance frequency of the acceleration sensor is to be generated at about 3.5 kHz. The membrane of the acceleration sensor derives geometric structure through mathematical model and finite element analysis. Based on the analysis results, the membrane was implemented through a chemical etching process. In order to verify the frequency characteristics of the implemented membrane, vibration measurement experiment using external force was performed. The experiment results showed mechanical resonance of the membrane occurred at 3.4 kHz. Therefore, it is considered that the proposed acceleration sensor can be utilized for a hybrid acoustic sensor.

Keyword : Fully-implantable hearing aid, Acceleration sensor, Finite element method

1. 서론

인구 고령화와 급속한 산업화에 따른 다양한 휴대용 음향 기기의 사용으로 인해 전 세계 인구의 5% 이상이 난청 질환을 겪고 있으며, 지금 현재에도 난청자수는 급속하게 증가하고 있다. 일반적으로 난청은 전음성 난청 (conductive hearing loss), 감각신경성 난청 (sensorineural hearing loss), 혼합성 난청 (mixed hearing loss)으로 분류할 수 있으며, 그 정도에 따라 경도 (mild) 난청, 중도 (moderate) 난청, 중고도 (moderate severe) 난청, 고도 (severe) 난청 그리고 심도 (profound) 난청으로 나눌 수 있다[1,2].

일반적으로 청력 보상을 위해 사용되는 보청기는 음향을 증폭하여 제공하는 방식의 공기 전도형 보청기 (air conduction hearing aid)이며 이는 주로 경도 난청에서 중고도 미만의 난청자에 사용된다. 그러나 공기전도형 보청기는 감각신경성 난청을 동반하는 중고도 난청 이상의 청력손실을 가진 경우 우수한 음질과 어음명료도 (speech discrimination score)를 제공하는 것이 어렵다[3]. 그러므로 이 경우 인공중이 (middle ear implant)를 사용함으로써 청력 보상이 가능하다[4~7]. 또한 청력이 거의 소실된 고도난청 이상의 농자인 경우 인공와우 (cochlear implant)만이 유일한 해결 방법이다[8]. 그러나 인공중이와 인공와우는 모두 부분 이식형 (partially-implantable)으로 상용화가 되었으며, 이는 체외기가 외부에 존재함으로써 탈부착과 미용상의 문제로 매우 불편하다. 이러한 문제점을 개선하기 위해 완전 이식형 보청기 (fully-implantable hearing aid)가 많이 연구되고 있다[9].

완전 이식형 인공중이에는 Envoy 사의 Esteem, Implex 사의 TICA 그리고 Cochlear 사의 Carina가 있다. Envoy 사의 Esteem은 음향센서를 중이강 (middle ear cavity)내 망치뼈 (malleus)에 이식하여 소리에 의한 진동을 포집하는 구조이다[10]. 이는 중이강 내에 진동을 발생시키는 트랜스듀서와 음향센서를 같이 이식하여야 하기에 장시간의 수술이 필요하며, 부착 환경에 따라 집음 특성이 달라질 수

있는 단점이 있다. Implex 사의 TICA는 외이도의 피하에 음향센서를 이식하는 구조로서, 외이도의 소리 전달 경로를 그대로 활용할 수 있는 장점이 있으나 외이도의 얇은 피부 두께로 인해 이식 이후 시간이 경과함에 따라 음향센서가 돌출 될 수 있는 문제가 있어 상용화에 성공하지 못하였다[11,12]. Cochlear 사의 Carina는 음향센서가 측두부 피하에 이식되는 구조로서 타 모델에 비해 음향센서 사이즈가 크기 때문에 높은 감도를 기대할 수 있다[13]. 그러나 피부에 의해 외부 소리 신호를 집음 하는데 있어 20dB 이상의 감도감쇠가 발생하고 또한, 피부가 진동막에 부하로 작용하여 2 kHz 이상 대역에서 감도 저하가 두드러지게 나타나는 단점이 있다.

또한, Ko 등은 완전 이식형 보청기에 적용하기 위해 고막체에 가속도 센서를 부착하여 고막의 진동을 포집하는 방식을 제안하였다[14]. 그러나 고막체에 부착하는 가속도 센서가 부하로 작용하여 0.8 kHz 이하의 대역에서 낮은 감도 특성을 보였다. 이와 같이 완전 이식형 인공중이를 구현하는데 있어 가장 중요한 것은 이식형 음향센서이다. 따라서 완전 이식형 인공중이를 구현하기 위해서는 기존 인공중이용 음향센서가 가지는 문제점을 근본적으로 해결할 수 있는 새로운 구조의 이식형 음향센서 개발이 필요하다. 저주파 감도 특성이 우수한 일렉트릿 콘덴서 마이크로폰 (electret condenser microphone, ECM)과 고주파 감도 특성이 우수한 가속도 음향센서가 결합된 하이브리드형 음향 센서 (hybrid acoustic sensor)라면 고감도 광대역 주파수 특성을 제공할 수 있어 기존의 이식형 음향센서가 가지는 문제점을 충분히 극복할 수 있을 것으로 예상된다.

본 논문에서는 지름 3.2 mm의 크기를 갖는 하이브리드 음향센서에 이용되는 진동 기반의 초소형 가속도 음향센서를 제안하였다. 가속도 센서의 진동막은 유한요소법 (finite element method)을 이용하여 기하학적인 구조를 산출하고, 고주파 대역에서 충실한 음향 포집을 할 수 있도록 진동막의 가변요소를 제어하여 최적의 주파수 특성을 가지도록 설계하였다. 해석 결과를 기반으로 화학적 식각 공정을 통해 진동막을 제작하였다. 그리고 제작된 진동막은 외력을 이용한 진동 측정 실험을 통해 주파수 특성을 측정하였고 이를 유한요소 해석 결과와 비교함으로써 설계에 대한 타당성을 검증하였다.

2. 기존 완전 이식형 보청기용 음향센서의 문제점

mhj1990@naver.com (공동저자)

성기웅 : 경북대학교병원 의공학과 조교수

seongkw@ee.knu.ac.kr (공동저자)

조진호 : 경북대학교 IT대학 전자공학부 교수

jhcho@ee.knu.ac.kr (교신저자)

※ 본 연구는 미래창조과학부 중견연구지원사업 (2016R1A2A1A05005413 & 2015R1A2A2A03006113) 및 교육부 일반연구지원사업 (NRF-2016R1A6A3A11931621)의 지원으로 이루어진 연구임.

완전 이식형 보청기는 그림 1과 같이 측두부 피하 또는 중이강 내에 설치되는 음향센서, 신호 처리부 (signal processor) 그리고 진동이나 전기적 펄스 형태로 출력하는 트랜스듀서 (transducer)로 구성되어 있다. 외부 음향 신호는 음향센서에 의해 포집되어 전기적 신호로 변환되고, 이 신호는 신호 처리부에서 난청자의 난청 정도에 따라 알맞게 신호 처리된다. 신호 처리된 신호는 출력부인 트랜스듀서에 의해 출력되어 청신경을 통해 대뇌로 전달됨으로써 음향 신호를 인지하게 된다.

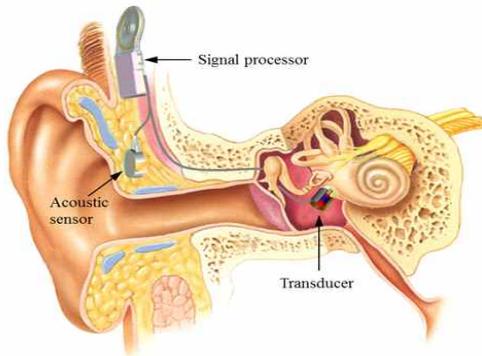
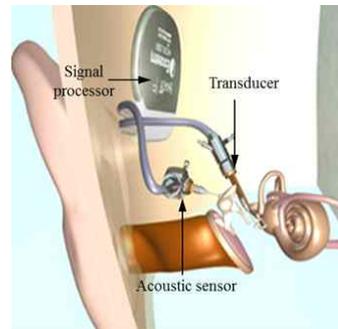


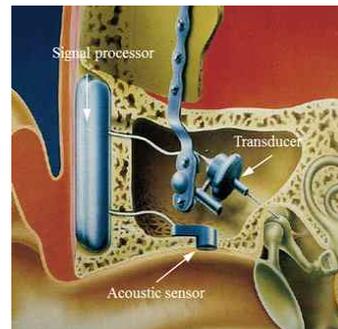
그림 1. 완전 이식형 보청기의 개념도
Fig. 1. The conceptual diagram of fully-implantable hearing aid.

완전 이식형 보청기의 음향센서는 이식 위치에 따라 중이강 내에 이식하는 방식, 외이도 피하에 이식하는 방식 그리고 측두부 피하에 이식하는 방식으로 분류할 수 있다. 중이강 내에 음향센서가 이식되는 대표적인 보청기는 Envoy사의 Esteem이며, 그 형태는 그림 2(a)와 같다[10]. Esteem의 음향센서는 압전형 소자로 구성되어 있으며, 망치뼈에 부착되어 외부 소리 신호에 의한 이소골 (ossicular chain)의 진동을 포집한다. 이는 생체 동잡음에 둔감한 장점을 지니고 있으나 등자뼈 (stapes)에 이식된 트랜스듀서에 의한 음향왜곡이 발생할 수 있어 모루뼈 (incus)와 등자뼈를 절제해야한다. 이는 시술하는 환자와 의사들에게 상당한 부담으로 작용할 수 있으며 이소골의 부분 절제로 잔존 청력 손실을 유발할 수 있다. 외이도 피하에 음향센서가 이식되는 보청기는 Implex사의 TICA 모델이며 그림 2(b)와 같이 ECM을 생체 적합 물질로 패키징하여 외이도 피부아래 약 1 ~ 2 mm 깊이에 이식한다[12]. 이는 귓바퀴와 외이도에 의해 발생하는 음향 증폭 효과를 활용한다는 장점이 있으나, 제한된 이식공간으로 인해 음향센서의 직경이 5 mm 이내로 제한되며 이로 인해 높은 감도 특성을 기대할 수 없다. 마

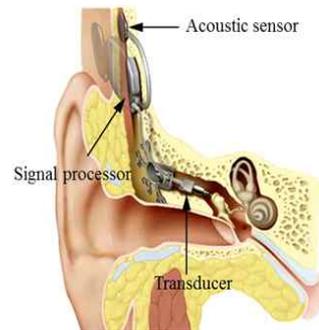
지막으로 그림 2(c)와 같이 측두부 피하에 음향센서가 이식되는 보청기는 Cochlear사의 Carina가 있다 [13]. 이 방식의 음향센서는 중이강 내 출력장치인 트랜스듀서로부터 멀리 떨어져 있어 트랜스듀서에 의해 발생하는 음향왜곡이 거의 없는 것이 장점이다. 그러나 측두부 피하에 이식하는 경우 외부의 강한 충격에 의해 음향센서 진동막이 손상될 수 있고, 저작운동에 따른 진동이나 생체 동잡음 등의 영향을 받게 된다. 외이도나 측두부 피하에 이식되는 음향센서는 외부 충격이나 생체 동잡음 등의 몇 가지 문제가 제기되고 있지만 그중에서도 가장 큰 문제점은 피부에 의한 고주파 대역 감도 저하현상이다.



(a)



(b)



(c)

그림 2. 완전 이식형 보청기용 음향센서; (a) Esteem[10], (b) TICA[12], (c) Carina[13]

Fig. 2. Acoustic sensors of fully-implantable hearing aids; (a) Carina (b) TICA and (c) Esteem.

앞서 언급된 기존의 완전 이식형 보청기용 음향 센서의 문제점을 극복하기 위해 Ko 등은 고막제에 이식하는 가속도 센서를 제안하였다[14]. 그림 3과 같이 외부 음향 입력에 의한 고막의 진동을 포집하는 방식으로 정상 청각 경로를 그대로 활용하는 이점이 있다. 그러나 이는 가속도 센서가 가지는 메커니즘의 한계 때문에 0.8 kHz 이하 대역에서 극히 낮은 감도특성을 보였다.

따라서 기존의 완전 이식형 보청기용 음향센서가 가지는 문제점들과 기계적 메커니즘의 한계를 근본적으로 해소하고, 완전 이식형 보청기용 음향센서로서 성능을 충분히 발휘할 수 있는 새로운 구조의 이식형 음향센서 개발이 필요하다.

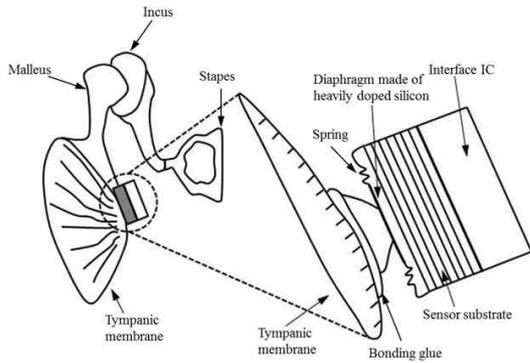


그림 3. Ko 등이 제안한 완전 이식형 보청기용 음향 센서 모식도[14]

Fig. 3. The acoustic sensor for fully-implantable hearing aid proposed by Ko et al..

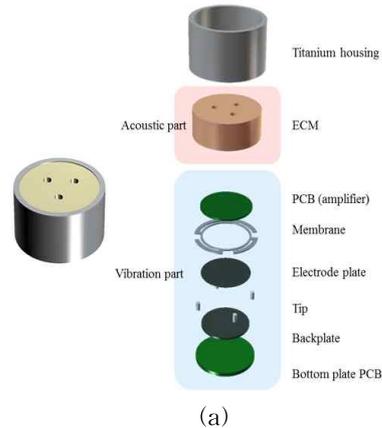
3. 진동 기반의 가속도 음향센서

3.1 하이브리드 음향센서 구조

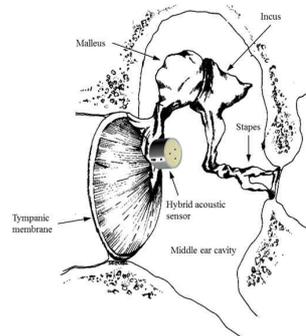
하이브리드 음향센서의 구조는 그림 4(a)와 같으며, 음압 기반의 음향센서 (ECM)와 진동 기반의 가속도 센서가 접목된 구조이다. 이는 Ko 등이 제안한 방법과 같이 고막제에 설치가 되는 것을 준용하였으며 이식되는 위치는 그림 4(b)와 같다. 외이도에 음향신호가 인가되면 고막을 통해 중이강 내에 생성되는 음압은 ECM이 포집하고, 음향신호에 의해 발생하는 고막의 진동신호는 진동 기반의 가속도 센서가 포집하게 된다. 이 방법은 컷바퀴 짐승 효과에 따른 3dB와 외이도 공명효과에 의한 6dB 등 10dB 가까운 이득을 이용할 수 있고 저작에 따른 잡음 발생도 없으며 고막 뒤에 설치하기도 용이하다. 그러나 이는 1~3 kHz 대역에서 -40dB 정도

의 감도 특성을 가지지만 저주파와 고주파 대역에서의 감도 특성은 -80dB 이하로 매우 낮다[10]. 그러므로 저주파에서 고주파 대역까지 광범위하게 음향을 포집할 수 있도록 개선할 필요가 있다. 하이브리드 음향센서는 그림 4(c)와 같이 음향센서의 저주파 대역 감도와 가속도 센서의 고주파 대역 감도가 결합되어 고감도 광대역 특성을 가지는 것이 특징이다. 본 논문에서 제안한 가속도 센서는 두 전극판인 진동막 바로 아래 부착되는 평판 (plate) 전극과 이와 대응되는 백플레이트 (backplate) 전극에 의해 정전 용량이 생성된다. 외력에 의해 고막이 진동하면 이에 반응하는 진동막에 부착된 상단의 ECM 질량에 의해 두 전극판의 정전용량 변화가 나타나게 되며 이 변화 값이 클수록 진동 기반의 가속도 센서의 감도는 높다.

진동 기반의 가속도 센서 사이즈는 고막의 해부학적 구조를 고려하여 결정하였다. 고막 사이즈는 평균 가로 10 mm, 세로 8 mm인 것으로 알려져 있으며 두께는 0.1 mm 이다. Ko 등의 연구 결과에 의하면 센서의 무게에 따른 부하효과로 인해 감도 특성이 떨어지는 것을 볼 수 있기 때문에 고막제에 이식되는 가속도 센서는 최소한의 무게로 구현되어야 할 것이다. ECM의 규격을 고려하여 진동 기반의 가속도 센서의 사이즈는 직경 3.2 mm로 결정하였다.



(a)



(b)

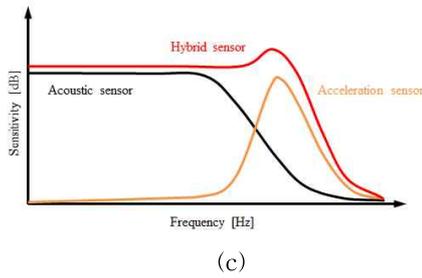


그림 4. 하이브리드 음향센서; (a) 구성 요소, (b) 이식위치[15]와 (c) 주파수 특성

Fig. 4. Hybrid sensor; (a) Component, (b) implant location and (c) frequency characteristics.

3.2 제안한 진동 기반의 가속도 센서 설계

귓바퀴와 외이도를 포함하는 귀의 음향 전달 특성은 3 kHz에서 약 20dB의 음향 이득이 발생하고 이후 급격한 감쇠현상 (roll-off)을 보이며 이득이 감소하게 된다[16]. 따라서 하이브리드 음향센서가 고감도 광대역 특성을 가지기 위해서는 진동 기반의 가속도 센서는 3.5 kHz 근처에서 공진주파수를 가져야만 한다.

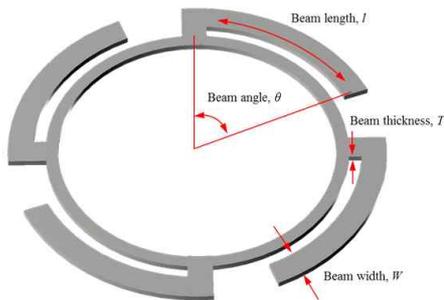


그림 5. 제안한 진동막 구조
Fig. 5. The proposed membrane structure.

제안한 진동막의 구조는 그림 5와 같으며, 진동막을 구성하는 빔의 개수, 폭, 두께, 그리고 길이에 따라 특성이 결정된다. 그러므로 진동막의 구성요소를 적절히 가변한다면 진동 기반의 가속도 센서에서 요구되는 진동 주파수 특성을 가지게 할 수 있다. 진동막의 주파수 특성은 강성계수에 의해 결정되며, 식 (1)에 의해 도출할 수 있다[17].

$$k = n \left(\frac{3EI}{l^3} \right) = \frac{nEWT^3}{4l^3} \quad (1)$$

여기서, k 는 진동막에 대한 강성계수, n 은 진동막의

빔의 개수, E 는 빔에 대한 탄성계수, I 는 빔 단면의 관성 모멘트, W 는 빔의 너비, T 는 빔의 두께 그리고 l 은 빔의 길이를 나타낸다.

$$w_n = \sqrt{\frac{3EI}{ml^3}} \quad (2)$$

또한, 질량에 의한 진동막의 공진 주파수는 식 (2)와 같이 진동막의 강성계수와 질량에 의해 계산된다.

여기서, w_n 은 진동막의 공진주파수 그리고 m 은 질량을 나타낸다.

위에 정의된 수학적 모델을 통한 각 구성요소들의 수식을 유도한 것은 진동막 설계에 있어 가장 큰 영향을 미치는 가변요소들을 찾고 이것을 이용하여 유한요소 해석 (finite element analysis, FEA)을 수행하기 위함이다. 식 (2)를 이용하여 진동막의 주파수 특성에 대한 근사치 값을 구할 수 있지만, 좀 더 명확한 값을 도출하기 위하여 유한요소 해석 프로그램 (COMSOL Multiphysics 5.0)을 이용하여 해석을 수행하였다.

그림 6(a)는 유한요소 해석을 수행하기 위해 모델링된 진동막의 형상이며 이것은 총 8962개의 요소 (boundary elements)와 1040개의 절점 (edge elements)으로 구성되어있다. 그리고 그림 6(b)는 유한요소해석 결과인 하중을 받고 있는 진동막 각 지점에서의 비틀림 에너지 (maximum distortion energy)를 보여주는 폰 미세스 응력 (von Mises stress)을 나타낸 것이다. 제안한 진동막의 사이즈는 외경과 내경은 3 mm와 2 mm이고 각각의 빔이 90°를 유지하며 4개로 구성되어있다. 그림 6(a)와 같이 진동막의 형상을 제안한 것은 음압기반의 음향센서와 진동기반의 가속도센서에서 4개의 신호선이 빔을 통해서 입출력되기 때문에 진동막에서는 4개의 빔이 필요하다. 또한, 진동막과 입출력 bottom plate의 결합을 고려하여 빔의 유효 각도는 최소 30°에서 최대 60°로 제한하였다. 유한요소 해석은 빔의 개수를 제외한 진동막의 강성계수에 가장 큰 영향을 주는 빔의 두께와 빔의 길이에 대해 구조해석 (structural analysis)을 수행하였다. 해석 수행에는 진동막의 재료인 스테인리스 스틸 (stainless steels-grade 304)의 물성 값을 사용하였으며, 빔에 가해진 질량은 음압기반의 ECM (직경 3 mm)의 무게인 35 mg을 적용하였다. 그리고 빔의 폭은 화학적 식각 공정의 용이성을 고려하여 0.2 mm로 고정하였고, 진동막의 거동을 확인하기 위해 인가한 강제 구동 변위는 600 nm이다.

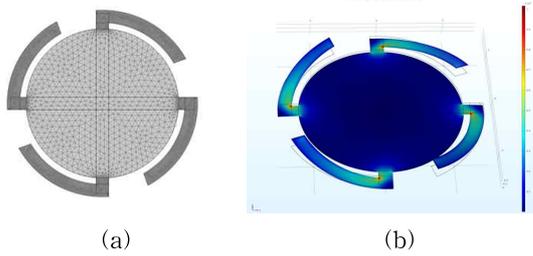
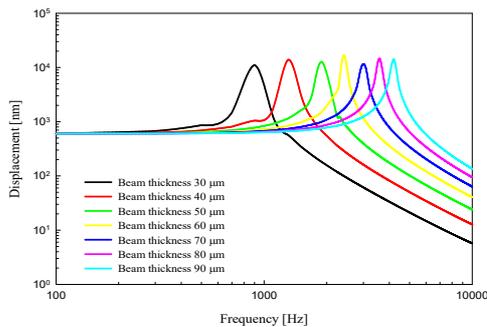
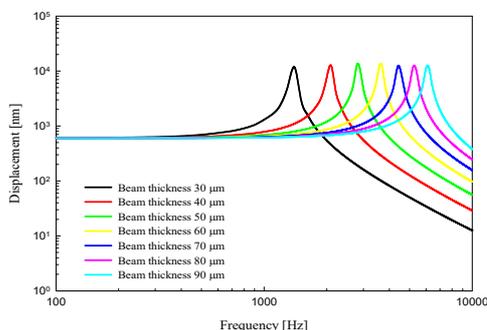


그림 6. (a) 구조 해석에 사용된 유한요소 해석 모델과 (b)유한요소 해석 결과
 Fig. 6. (a) FEA model used in structural analysis and (b) FEA results.

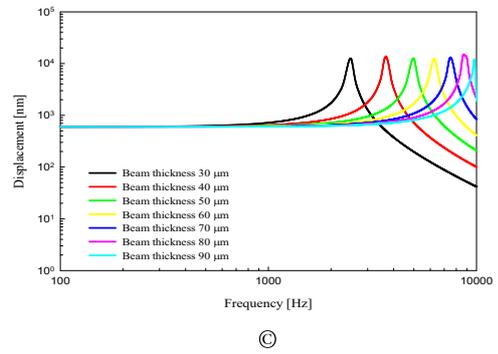
그림 7(a)은 빔의 길이를 60°로 고정한 후 진동막을 구성하는 빔의 두께에 따른 유한요소 해석 결과이다. 빔의 두께는 화학적 식각 공정에 사용되는 금속판의 규격을 고려하여 30 μm ~ 90 μm 까지 10 μm 단위로 수행하였다. 그림 7(b)와 그림 7(c)는 빔의 길이를 각각 45°와 30°로 고정한 후 빔의 두께를 30 μm ~ 90 μm 까지 변경하여 해석을 수행한 결과이다. 해석결과를 살펴보면 빔의 유효각이 60°일 때 빔의 두께가 80 μm, 45°일 때 빔의 두께는 60 μm 그리고 30°일 때 빔의 두께는 40 μm일 경우 진동막 설계 목표 값에 가까운 3.6 kHz에서 기계적 공진이 발생하였다. 그러나 빔의 유효각이 작을수록 입출력 bottom plate와 결합하기 위해 사용하는 팁 (tip)과 부착이 어려워진다. 따라서 제작을 용이하게 하기 위해서 진동막의 구조는 빔의 유효각 60°와 빔의 두께가 80 μm으로 결정하였다.



(a)



(b)



(c)

그림 7. 진동막 빔의 두께에 따른 진동 특성; (a) 빔의 각도 60°, (b) 빔의 각도 45° 그리고 (c) 빔의 각도 30°

Fig. 7. The vibration characteristics according to the membrane beam thickness; (a) Angle of beam 60°, (b) Angle of beam 45°, and (c) Angle of beam 30°.

3.3 제안한 진동막 제작

유한요소 해석 결과를 바탕으로 외경 3 mm, 유효각이 60°인 4개의 빔 그리고 빔의 두께는 80 μm를 가지도록 스테인리스 스틸 금속판에 화학적 식각을 가하여 제작을 하였다. 화학적 식각은 금속판에 감광성 건조 필름과 패턴을 형성한 마스크로 덮은 후에 자외선을 조사하고 필름 현상 용액을 사용하여 패턴을 형성하게 된다. 패턴이 형성된 금속판을 염화제이철용액에 넣어 식각 공정을 수행하면 그림 8과 같은 진동막이 제작이 된다. 제작된 진동막 빔이 60°보다 크게 제작된 이유는 진동막을 bottom plate에 고정하기 위해 사용되는 팁 때문이다. 진동막 빔에서 60°를 넘어서는 면적은 외력에 의해 진동막이 진동할 때 진동 특성에 영향을 미치지 않는다.

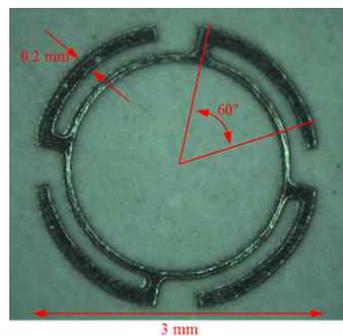


그림 8. 제작된 진동막 사진

Fig. 8. The photograph of the implemented membrane.

제작된 진동막의 주파수 특성을 확인하기 위해 외력에 의한 진동 특성 측정 실험을 수행하였다. 진동막에 외력을 인가하기 위해 압전소자 (PZT)를 bottom plate에 부착하고, 진동막 상단에는 ECM을 고정하였다. 그 후 압전소자를 600 nm로 구동하여 진동막에서 발생하는 진동을 레이저 도플러 진동 측정기를 이용하여 측정하였으며, 그 실험 환경은 그림 9와 같다. LDV를 통해 측정된 진동막의 주파수 특성은 그림 10의 붉은 실선과 같고, 이를 구조 해석 결과 (검은 실선)와 비교해보면 약간의 진동 변위 감소와 공진주파수가 저주파 대역으로 약 200 Hz 천이되었다. 이는 제작상의 조립에 의한 오차라고 추정되지만, 해석 결과와 전반적인 진동 특성이 거의 유사한 것으로 보아 설계대로 진동막이 제작된 것으로 판단할 수 있다.

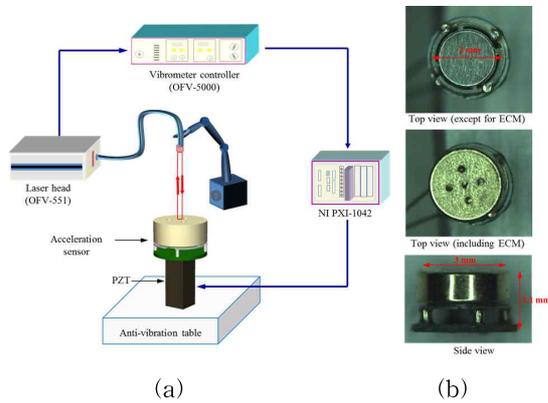


그림 9. (a) 진동측정을 위한 실험 환경과 (b) 제작된 가속도 센서

Fig. 9. (a) Experimental setup for vibrational measurement and (b) implemented vibration sensor.

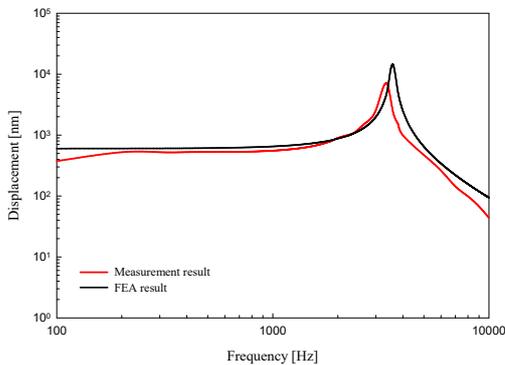


그림 10. 제안한 진동막을 이용한 FEA 결과 측정 결과 비교

Fig. 10. Comparison of FEA result and measurement result using the proposed membrane.

4. 결론

본 논문에서는 기존의 완전 이식형 보청기용 음향센서가 가지는 문제점을 해소하기 위한 하이브리드 음향센서에 이용되는 진동 기반의 가속도 센서를 제안하였다. 제안한 가속도 센서는 외이도를 통해 인가되는 음향신호에 의해 고막에서 발생하는 진동 신호를 포집하게 된다. 이는 음압 기반의 음향센서가 고주파 대역에서 감도가 저하되는 특성을 보완하여 하이브리드 음향센서가 광대역 고감도 특성을 갖도록 한다. 가속도 센서의 진동부인 진동막은 수학적 모델링과 유한요소법을 통하여 가변요소와 기하학적인 구조를 산출하였다. 진동막의 주파수 특성을 확인하기 위해 각각의 가변요소에 대한 구조 해석을 수행하여 최적 구조를 도출하였다. 해석 결과를 기반으로 화학적 식각 공정을 통해 진동막을 구현하고, 외력에 의한 진동 측정 실험을 수행하였다. 실험을 통해 측정된 주파수 특성과 해석 결과를 비교함으로써 제안한 진동막 설계에 대한 타당성을 검증하였다. 그 결과, 제안한 가속도 센서는 기존의 완전 이식형 보청기용 음향센서를 대체할 수 있는 하이브리드 음향센서에 이용되는 진동 기반의 가속도 센서로 유용하게 활용될 수 있을 것으로 판단된다.

REFERENCES

- [1] H. H. Kim and D. M. Barrs, "Hearing aids: a review of what's new," *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, vol. 134, issue 6, pp. 1043-1050, 2006.
- [2] M. C. Pollack and R. Carhart, *Amplification for the Hearing Impaired*, Grune & Stratton Incorporation, Orlando, USA, 1988.
- [3] 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*, vol. 28, no. 1, pp. 1-16, 1995.
- [4] U. Fisch, C. W. Cremers, T. Lenarz, B. Weber, G. Babighian, A. S. Uziel, D. W. Proops, A. F. O'Connor, R. Charachon, J. Helms and B. Fraysse, "Clinical experience with the Vibrant Soundbridge implant device," *Otology and Neurotology*, vol. 22, no. 6, pp. 962-972, 2001.
- [5] D. S. Haynes, J. A. Young, G. B. Wanna and M.

E. Glasscock, "Middle ear of implantable hearing devices: An overview," Trends in Amplification, vol. 13, no. 3, pp. 206-214, 2009.

[6] H. A. Jenkins, J. K. Niparko, W. H. Slattery, J. G. Neely and J. M. Fredrickson, "Otologics middle ear transducer ossicular stimulator: performance results with varying degrees of sensorineural hearing loss," Acta Oto-laryngologica, vol. 124, no. 4, pp. 391-394, 2004.

[7] J. H. Kim, D. H. Shin, K. W. Seong and J. H. Cho, "Design of Signal Processing Circuit for Semi-implantable Middle Ear Hearing Device with Bellows Transducer," Journal of Rehabilitation Welfare Engineering and Assistive Technology, vol. 11, no. 1, pp. 63-71, 2017.

[8] M. J. Osberger, R. T. Miyamoto, S. Zimmerman Phillips, J. L. Kemink, B. S. Stroer, J. S. Firszt and M. A. Novak, "Independent evaluation of the speech perception abilities of children with the Nucleus 22-channel cochlear implant system," Ear and Hearing, vol. 12, no. 4, pp. 66-80, 1991.

[9] J. H. Cho, I. Y. Park and S. H. Lee, "Development of fully implantable middle ear hearing devices with differential floating mass transducer: current status," Journal of Biomedical Engineering Research, vol. 26, no. 5, pp. 309-317, 2005.

[10] E. M. Kraus, J. A. Shohet and P. J. Catalano, "Envoy Esteem totally implantable hearing system: Phase 2 trial, 1-year hearing results", American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, vol. 145, no. 1, pp. 100-109, 2011.

[11] S. T. Woo, D. H. Shin, H. G. Lim, K. W. Seong, P. Gottlieb, S. Puria, K. Y. Lee and J. H. Cho, "A New Trans-Tympanic Microphone Approach for Fully Implantable Hearing Devices," Sensors, vol. 15, no. 9, pp. 22798-22810, 2015.

[12] H. Leysieffer, J. W. Baumann, R. Mayer, D. Muler, G. Muler, T. Schon, A. Volz and H. P. Zenner, "A totally implantable hearing device for the treatment of sensorineural hearing loss: TICA LZ 3001," HNO, vol. 46, no. 10, pp. 853-863, 1998.

[13] J. Pulcherio, A. Bittencourt and R. Bento, "Carina® and Esteem®: A systematic review of fully implantable hearing devices," PLOS ONE, vol. 9, no. 10, pp. 1-8, 2014.

[14] W. Ko, R. Zhang and C. Megerian, "Studies of MEMS acoustic sensors as implantable microphones for totally implantable hearing-aid Systems," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 3, no. 5, pp. 277-285, 2009.

[15] <http://www.pathologyoutlines.com>.

[16] E. A. G. Shaw and M. M. Vaillancourt, "Transformation of sound-pressure level from the free field to the eardrum presented in numerical form." Journal of Acoustical Society of America, vol. 78, no. 3, pp. 1120-1123, 1985.

[17] B. Balachandran and E. B. Magrab, Vibrations, Thomson West, USA, 2009.

신 동 호(Dong Ho Shin)



2009년 2월 동서대학교 전자공학
학과 졸업(공학사)
2011년 8월 경북대학교 대학원
전자전기컴퓨터학부 졸업
(공학석사)
2016년 2월 경북대학교 대학원
전자공학부 졸업(공학박
사)
2016년~현재 경북대학교 의공학
연구소 리서치펠로우

Interest: Electronic and mechanical system of medical instruments, middle-ear implants devices, Finite element analysis, Transducer

문 하 준(Ha Ho Mun)



2015년 8월 경북대학교 전자공
학부 졸업(공학사)
2016년~현재 경북대학교 대학원
전자공학부 석사과정

Interest: Implantable microphone, Bio-signal processing

성 기 응(Ki Woong Seong)



1998년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업(공학사)
2000년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
2010년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)
2012년~현재 경북대학교병원 의공학과 조교수

Interest: Mechanism of auditory transmission, Implantable hearing aids

조 진 호(Jin-Ho Cho)



1977년 2월 경북대학교 공업교육학과(전기공학전공) 졸업(공학사)
1979년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
1988년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)
1984년~현재 경북대학교 IT대학 전자공학부 교수
2007년~2008년 한국재활복지공학회 부회장

Interest: Bio-signal processing, Implantable hearing aids, Bioelectronics