

유한요소해석을 이용한 곡면보 기반 진동체의 진동력 향상 방법

박재성^{*}, 나승대^{**}, 성기웅^{***}, 김명남^{****}

Vibration Power Improvement Method of Curved Beam Based Actuator Using Finite Element Analysis

J.S. Park^{*}, S.D. Na^{**}, K.W. Sung^{***}, M.N. Kim^{****}

ABSTRACT

Recently, hearing loss patients have been increasing to excessive use of various multimedia devices. One of the hearing rehabilitation systems, bone conduction hearing aid can be used to conductive deafness patients efficiently. However, the conventional bone conduction hearing systems has some problems such as skin diseases, repulsion of patients, and vibration power reduction by skin damping. In this paper, to overcome the conventional problems, we proposed power improvement method by curved beam diaphragm. The proposed method is skin attachment system which is non-implantable, and then the power of transducer is improved by the proposed method. In order to improve the vibration power of diaphragm, variable that has correlation with displacement are extracted, the diaphragm designed by extracted variable. To verify efficient of the proposed method, experiment conducted by finite element analysis. As a result of, the proposed method confirmed improved power to compare with the conventional method and proposed method.

Key words: Transducer, Actuator, Diaphragm, Displacement, FEA

1. 서 론

최근 다양한 멀티미디어 기기와 음향기기의 과도한 사용으로 청소년을 비롯한 다양한 연령층에서 소음성 난청자의 수가 증가하고 있으며, 이러한 소음성

난청은 대표적으로 공기전도 보청기로 청각을 보조한다[1-2]. 하지만 고막천공, 이소골의 움직임 및 내이로 전달되는 음에너지 저하와 같은 문제로 발생하는 전도성 난청자는 외이와 중이의 손상이나 선천적인 기형으로 발생하기 때문에 일반적인 청각경로와

※ Corresponding Author : Myoung Nam Kim, Address: (41944) Gukchaebosang-ro 680, Jung-gu, Daegu, Korea, TEL : +82-53-200-5266, FAX : +82-53-200-5264, E-mail : kimmn@knu.ac.kr

Receipt date : Jan. 11, 2019, Approval date : Jan. 23, 2019

^{*} Dept. of Medical & Biological Eng., Graduate School, Kyungpook National University
(E-mail : ekaquf2@naver.com)

^{**} Dept. of Biomedical Eng., Kyungpook National University Hospital
(E-mail : bluepoison14@knu.ac.kr)

^{***} Dept. of Biomedical Eng., Kyungpook National University Hospital (E-mail : seongkw@ee.knu.ac.kr)

^{****} Dept. of Biomedical Eng., School of Medicine, Kyungpook National University

※ This study was supported by the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korea government (MSIP) (Nos. NRF-2018R1A2B2001434, NRF-2017M3A9E2065284) and a grant of the Korea Health Technology R&D Project through the Korea Health Industry Development Institute (KHIDI), funded by the Ministry of Health & Welfare, Republic of Korea (grant number : H118C1892)

같은 공기전도 보청기(air conduction hearing aids)로 청각을 보조하는데 한계가 있다[3]. 골전도(bone conduction) 보청기는 공기전도 보청기와 달리 측두골에 진동을 가하여 달팽이관으로 진동을 전달하기 때문에 전도성 난청자에게 효율적으로 사용이 가능하다[4]. 최근에는 소음성 및 전도성 난청자들에게 모두 적용될 수 있는 골전도 보청기에 대하여 많은 연구가 진행 중이며, 골전도 보청기는 다양한 시스템으로 구성된다.

경피적(percutaneous) 골전도 시스템은 외부로 노출된 트랜스듀서(transducer)와 피부를 통과하여 뼈에 고정되어 있는 티타늄 재질의 나사에 의해 진동을 전달한다[5]. 하지만 뼈에 직접적으로 진동을 전달하여 효율적인 장점이 있지만 피부를 통과하는 반 이식형 특징 때문에 외관상의 문제와 피부의 괴사 및 염증과 같은 사용자의 불편함을 유발시키는 문제점들이 발생한다[6-8]. 이러한 경피적 골전도 시스템의 문제점을 보완하는 골전도 이식(implants) 시스템은 피부 내부에 완전한 이식을 통해 뼈에 진동을 전달한다[9]. 골전도 이식 시스템은 기존의 피부와 관련된 다양한 문제들은 해결할 수 있으나, 진동체가 피부 내에 위치해있는 이식형 특징을 가지기 때문에 불가피한 수술로 인해 환자들의 거부감이 유발될 수 있다[10-12]. 이러한 기존의 골전도 시스템에서 발생하는 문제점들을 보완하는 피부 경유(transcutaneous) 시스템은 피부 외부에 진동체를 위치시키는 비 이식형 골전도 시스템으로 피부 외부에서 힘을 가하여 뼈에 진동이 전달된다[13]. 피부 경유 골전도 시스템은 피부 외부에 진동체를 위치시킴으로써 피부와 관련된 문제들과 불가피한 수술에 대한 환자들의 거부감이 해결될 수 있으나, 피부에 부착하는 방식으로 진동체의 진동력 감쇠(attenuation)되는 문제가 발생하게 된다.

본 논문에서는 기존의 골전도 시스템의 문제점을 보완하는 피부 경유 골전도 시스템의 진동력 감쇠 문제를 해결하기 위하여 골전도 진동체의 변위 향상을 위한 곡면보 진동막 설계 방법을 제안하였다. 제안한 방법은 동일 크기 진동막에서 보의 길이 확장파 비틀림을 이용한 최대 수직 변위를 향상시킬 수 있으며, 향상된 변위는 가속도와 비례관계로 동일 질량에서 진동 전달력을 향상시킬 수 있다. 이러한 진동 전달력을 향상시킬 수 있는 변위와 관련된 변수를 도출

하고, 도출된 변수를 이용하여 진동 전달력 향상을 위한 변위가 향상된 진동막을 제안하였다. 제안한 방법은 유한요소해석을 이용하여 도출된 변수의 조절로 다양한 진동막을 설계하고, 진동막에 대한 변위 및 고유주파수를 확인하였다. 유한요소해석을 이용하여 설계한 진동막과 기존의 진동막을 비교를 통하여 제안한 방법의 향상된 효율을 확인하였다.

2. 변위와 진동력의 관계

변위는 물체에 힘이 가해졌을 때 기준이 되는 축으로부터 물체의 변화량을 측정된 값이다. 골전도 진동체에서 뼈에 실질적으로 가해지는 힘의 크기에 따라 진동 전달력이 달라지기 때문에 진동막의 변위는 중요한 요소이다. 이러한 변위는 속도, 가속도와 관련이 있으며, 수식 (1)은 변위를 나타내는 수식이다 [14-15].

$$r^{p/o} = x_p i + y_p j + z_p k \quad (1)$$

여기서, $r^{p/o}$ 는 점 o 에서 점 p 까지의 변화량, $x_p i$, $y_p j$, $z_p k$ 는 세 축 방향의 변위 벡터량을 나타낸다. 수식 (1)과 같이 변위는 각 축에서 발생하는 변위의 합으로 나타낼 수 있다. 이러한 변위는 속도, 가속도와 의 관계를 통하여 환산할 수 있다. 처음으로, 변위와 속도와의 관계는 수식 (2)와 같다.

$$v = \frac{dr}{dt} \quad (2)$$

여기서, v 는 속도를 나타내며, 수식 (2)와 같이 속도는 변위 r 을 시간 t 에 대하여 미분한 값으로 나타낸다. 다음으로, 속도와 가속도의 관계는 수식(3)과 같다. 수식 (3)은 수식 (2)의 속도 v 를 이용하여 나타낸 가속도 수식이다.

$$a = \frac{dv}{dt} = \frac{d^2r}{dt^2} \quad (3)$$

여기서 a 는 가속도를 나타내며 수식 (2)의 속도 v 를 시간 t 에 대하여 미분한 값으로 나타낸다. 수식 (1-3)과 같이 변위, 속도와 가속도는 비례관계를 가지게 되며, 이러한 관계를 이용하여 변위로 진동 전달력을 확인할 수 있다. 수식 (4)는 일반적인 힘에 관한 수식이다.

$$\vec{F} = m\vec{a} \quad (4)$$

여기서 \vec{F} 는 뉴턴의 운동 법칙 중 제 2 법칙의 알짜 힘, m 은 물체의 질량, \vec{a} 는 알짜힘의 방향에 작용하는 가속도를 나타낸다. 따라서 동일 질량에서 가속도의 크기에 따라 힘이 변하며, 가속도와 비례하는 변위의 값을 향상시켜 진동력을 증가시킬 수 있다.

3. 제한한 변위향상 방법

본 논문에서는 진동체의 변위를 향상시키기 위하여 곡면보(curved beam) 진동막을 이용하였다. 곡면보는 외팔보(cantilever beam)와 달리 진동막 및 진동막 중심부 면적이 일정할 때 보의 길이 확장과 비틀림을 이용하여 최대 수직 변위를 향상시킬 수 있다. Fig. 1은 진동막의 중심부 및 면적이 동일할 때 외팔보와 곡면보 형태의 진동막에 변위 차이를 보이고 있다.

Fig. 1(a)와 같이 외팔보를 사용한 진동막은 단일 면적에서의 변위만으로 진동막의 중심부 수직변위가 적용되기 때문에 보의 길이에만 의존하게 되어 외팔보의 변위에 한계가 생기게 된다. 그러나 Fig. 1(b)와 같이 동일 중심부 면적에 보의 길이 확장과 비틀림을 활용할 수 있는 굽은 보를 사용하게 될 경우에는 최종 변위를 향상시킬 수 있다. 이러한 변위를 향상시킬 수 있는 곡면보를 이용한 진동막을 설계하기 위하여, 곡면보의 개수, 면적, 길이등과 같은 다양한 변수들을 변화시켜 최적의 진동막 설계 변수를 도출하였다.

Fig. 2는 변위를 향상시키기 위하여 곡면보의 개수를 증가시킨 그림을 보이고 있다. Fig. 2(a)~(d)는 진동막의 곡면보 개수를 3개부터 6개까지 증가시킨

물리적 모델링을 보이고 있으며, Fig. 2(e)는 곡면보의 개수 증가에 따른 진동체의 변위를 보이고 있다.

Fig. 2(e)와 같이 곡면보가 3개부터 5가지 진동막의 변위는 약 7.5 μm , 10.5 μm , 29 μm 로 점차 증가하는 것을 확인할 수 있다. 하지만 곡면보가 6개인 진동막은 변위가 9 μm 로 곡면보가 4개인 진동막의 변위보다 감소된 것을 확인할 수 있다. 변위가 감소된 이유는 최대 수직 변위를 향상시킬 수 있는 곡면보의 길이 확장과 비틀림이 발생하는 곡면보의 면적이 동일 크기의 진동막에서 한정적인 면적으로 인하여 점차 감소하기 때문이다.

Fig. 3은 동일 곡면 보의 개수에서 곡면 보와 진동막의 중심부를 연결해주는 내보의 폭의 감소에 따른 진동막의 변위를 보이고 있다. 이러한 진동막의 면적 감소는 강성이 증가시키게 되어 진동막이 움직이는 변위를 감소시키게 된다. 그림과 같이 내보의 폭이 감소함에 따라 변위가 증가하는 것을 확인할 수 있다. 따라서 곡면보의 개수 증가와 함께 곡면보 폭의 변화로 변위를 증가시키는 것을 확인할 수 있다.

강성은 물체에 외력을 가했을 때 변형시키거나 휘게 할 수 있는 힘의 크기를 나타낸다. 따라서 강성이 높아질수록 물체를 변형시키는데 더 많은 힘이 필요하며, 동일 힘에서 변위는 감소된다. 따라서 진동막에 대한 변수 조절을 통하여 강성을 조절한다면 진동막의 변위 향상이 가능하게 된다. 수식 (5)는 Balachandran가 사용한 외팔보의 강성 수식이다.

$$K = \frac{(3EI)}{l^3} \tag{5}$$

여기서, K 는 강성(stiffness), E 는 외팔보의 영률

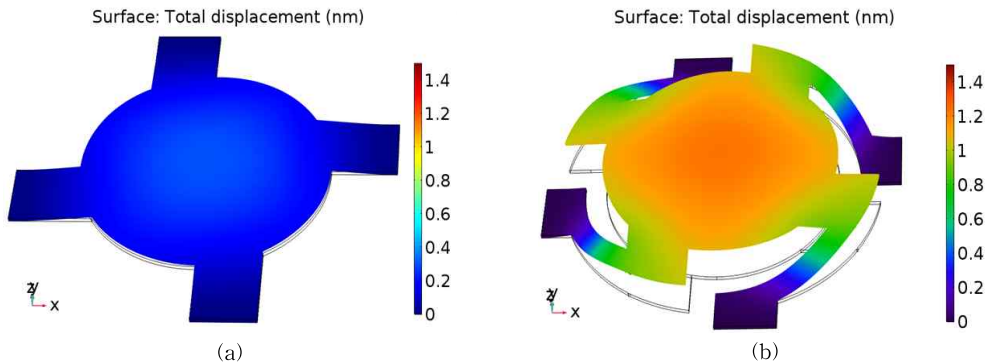


Fig. 1. Comparison with cantilever beam and curved beam displacement, (a) displacement of cantilever beam and (b) displacement of curved beam.

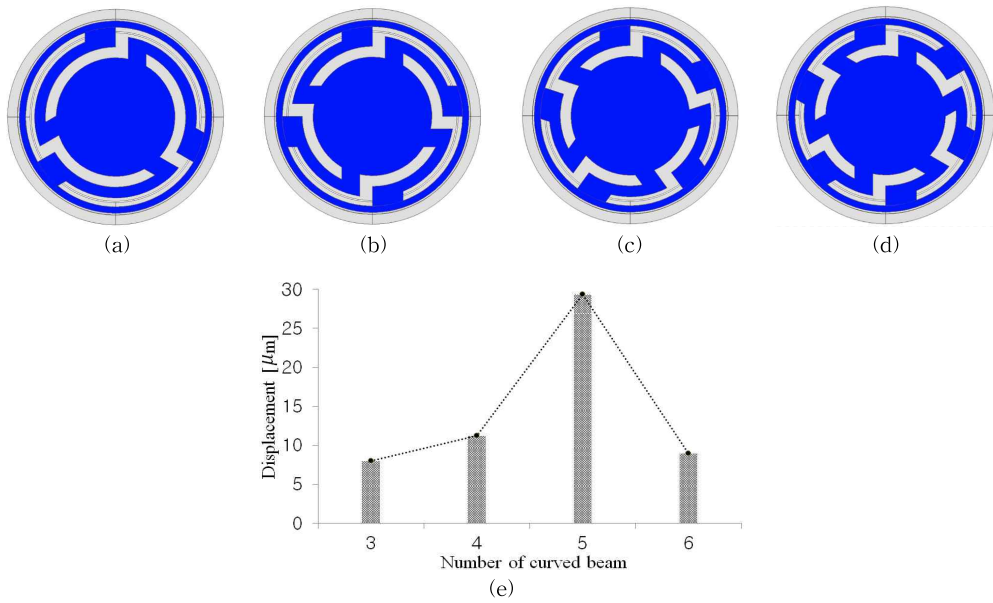


Fig. 2. Displacement improvement method result, (a) 3 curved beam actuator, (b) 4 curved beam actuator, (c) 5 curved beam actuator, (d) 6 curved beam actuator, and (e) frequency response result.

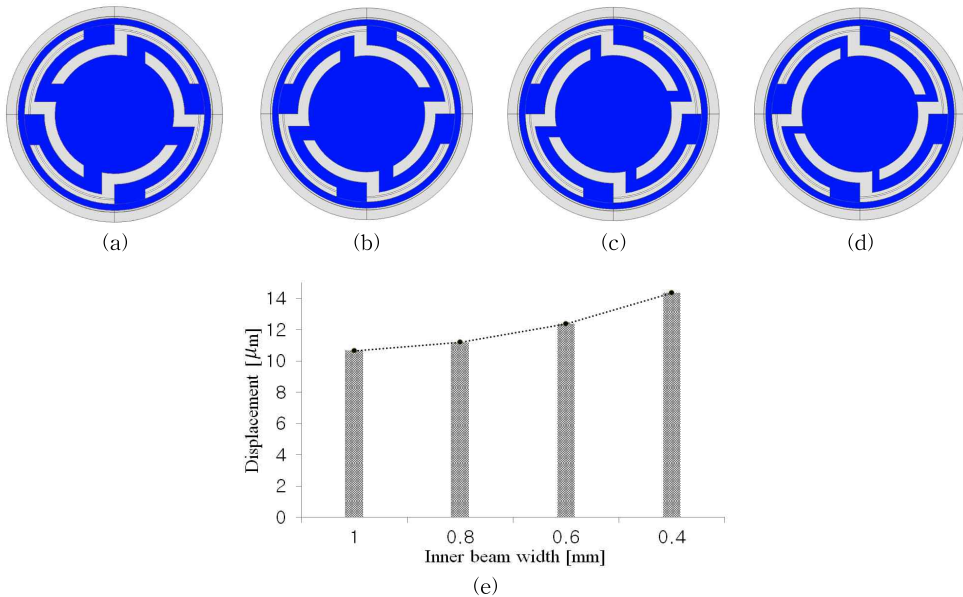


Fig. 3. Displacement improvement method result, (a) inner beam width 1 mm actuator, (b) inner beam width 0.8 mm actuator (c) inner beam width 0.6 mm actuator, (d) inner beam width 0.4 mm actuator, and (e) frequency response result.

(young's modulus), I 는 관성모멘트(moment of inertia), 그리고 l 은 외팔보의 길이(length)를 나타낸다. 영률은 단단하고 압축이 잘 안 되는 정도를 말해주는 재료의 물성을 나타내기 때문에 영률이 높은

재료일수록 강성도 높아진다. 또한 관성모멘트는 물체가 자신의 회전운동을 유지하려는 정도를 나타내며, 관성모멘트가 높아질수록 물체를 변형시키는데 더 많은 힘이 필요하므로 관성모멘트도 강성과 비례

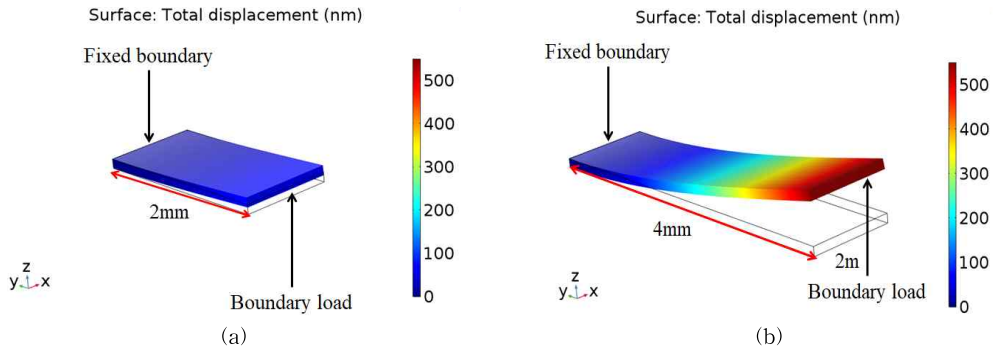


Fig. 4. Comparison of displacement according to length of cantilever beam, (a) displacement of 2mm cantilever beam, and (b) displacement of 4mm cantilever beam,

한다. 하지만 길이가 길어질수록 외팔보를 변형시키는데 필요한 힘이 점차 감소하기 때문에 강성과 반비례관계를 가진다. Fig. 4는 수식 (5)에서 확인할 수 있는 길이 변화를 통한 변위 차이를 보이고 있으며, 두 외팔보의 폭, 두께, 고정 면, 그리고 하중이 가해지는 면은 동일한 조건에서 외팔보의 길이에 따른 변위를 비교한 그림이다. Fig. 4(a)는 2 mm길이의 외팔보의 변위를 보이고 있으며, Fig. 4(b)는 4 mm길이의 외팔보 변위를 보이고 있다.

그림과 같이 외팔보의 한쪽 면에 동일한 힘을 가했을 때 길이가 2 mm인 외팔보 보다 4 mm인 외팔보의 변위가 큰 것으로 확인할 수 있다.

Mun은 수식 (5)의 외팔보 수식에 사용되는 변수들을 이용해 곡면보를 가지는 진동막의 강성 수식을 제안하였다. 수식 (6)은 Mun이 제안한 진동막의 강성 수식을 나타낸다[16].

$$K = n \left(\frac{3EI}{l^3} \right) = \frac{nEWT^3}{4l^3} \quad (6)$$

여기서, n 은 보의 개수, E 는 영률, I 는 관성모멘트, l 은 보의 길이, W 는 보의 너비(width), T 는 보의 두께(thickness)를 나타낸다. 본 논문에서는 곡면보 진동막의 변위와 관련된 추가적인 변수를 통하여 변위 향상을 시도하였다. 강성을 변수로서 도출하기 위해서는 물질에 대한 고유주파수를 이용하게 된다. 수식 (7)은 강성의 변수 도출을 위한 일반적인 고유주파수 수식을 나타낸다.

$$\omega_n = \sqrt{\frac{K}{m}} \quad (7)$$

여기서, ω_n 은 고유주파수의 값, m 은 질량, K 는 강성을 나타낸다. 수식에서 확인할 수 있듯이 동일

질량일 경우 강성에 따라 고유주파수 값이 변하게 된다. 따라서 강성과 상관관계를 가지는 변수들을 도출하기 위하여 진동막의 각 부위를 역할에 따라 분류하였다. Fig. 5는 역할에 따라 분류된 진동막의 구성요소를 보이고 있다. Fig. 5에서 확인할 수 있듯이 곡면 형태의 보를 곡면보, 진동막의 고정부와 곡면보를 연결시켜주는 보를 외보(outer beam), 중심부와 곡면보를 연결시켜주는 보를 내보(inner beam)로 분류하였다. 곡면보의 개수, 외보의 폭, 내보의 폭, 진동막의 영률, 진동막의 두께, 진동체에서 움직이는 물체의 질량, 곡면보의 길이와 같은 각 변수들을 다양하게 수정하고, 수정한 변수에 따라 변화하는 고유주파수를 확인하였다. Fig. 6은 유한요소해석을 이용하여 변수에 따라 변화하는 고유주파수의 값을 보이고 있다. Fig. 6(a)~(g)와 같이 곡면보의 개수는 3~6개, 외보의 폭은 1.7~3.2 mm, 내보의 폭은 1.0~2.5 mm, 진동막의 영률은 70~312 GPa, 진동막의 두께는 0.10~0.16 mm, 움직이는 물체의 질량은 0.74~

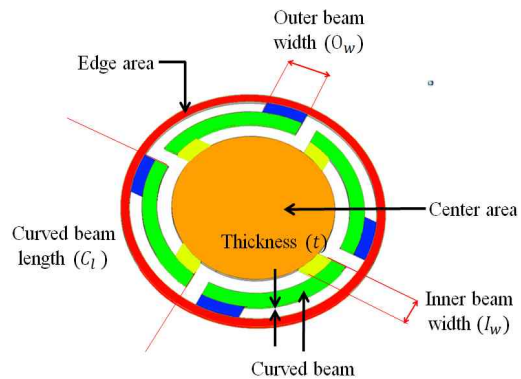


Fig. 5. Area name of diaphragm.

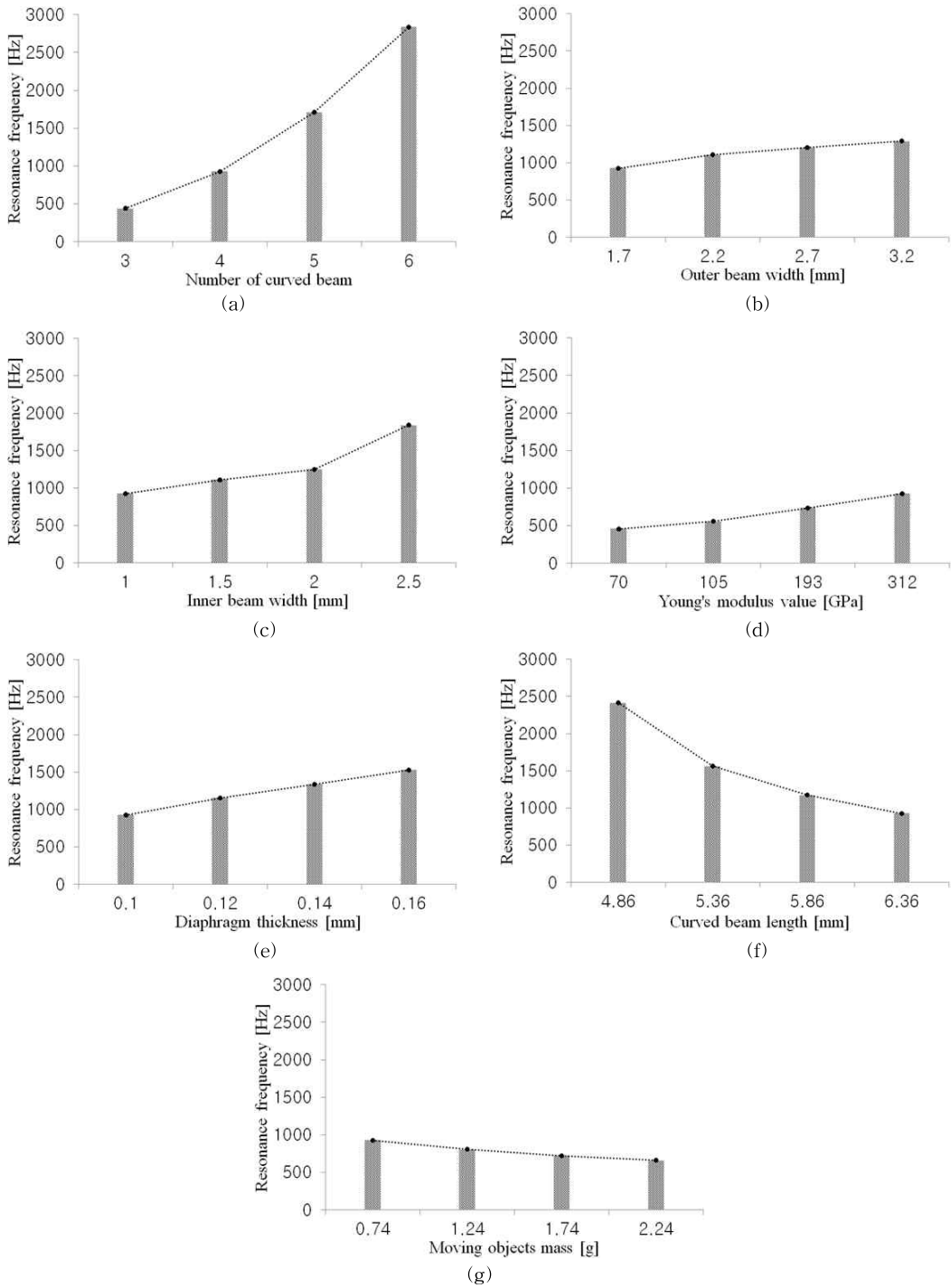


Fig. 6. The natural frequency value according to the variables, (a) resonance frequency result for number of curved beam, (b) resonance frequency result for outer beam width, (c) resonance frequency result for inner beam width, (d) resonance frequency result for young's modulus, (e) resonance frequency result for thickness, (f) resonance frequency result for curved beam length, and (g) resonance frequency result for moving objects mass.

2.24 g, 곡면보의 길이는 4.86~6.36 mm로 수정하여 수행하였다.

그림에서 확인할 수 있듯이 곡면보의 개수, 외보의 폭, 내보의 폭, 진동막의 영률, 진동막의 두께는 고유주파수 및 강성과 비례하고, 움직이는 물체의 질량과 곡면보의 길이는 반비례관계를 가지는 것으로 확인할 수 있다. 따라서 변위 및 강성과 관련된 변수들을 도출하였으며, 도출한 변수들을 이용하여 진동체의 진동력을 향상시킬 수 있다.

2.2 제안한 진동막

본 논문에서는 변위를 향상시키기 위하여 변위와 상관관계를 가지는 변수들을 도출하였으며, 도출된 변수들을 이용하여 최대변위가 향상된 진동막을 설계하였다. Fig. 7은 도출한 변수들을 이용하여 설계한 진동막을 보이고 있다.

그림과 같이 변위를 향상시키기 위하여 기존 진동막의 곡면보 개수를 4개에서 6개로 증가시켰으며, 강성과 비례관계를 가지는 외보와 내보의 폭은 0.4 mm, 0.5 mm로 감소시켰다. 또한 제안한 진동막은 두께를 감소시키는데 한계가 있고, 진동막의 형상에 따라 변화가 거의 없는 질량에 대한 변수는 고려하지 않았으며, 곡면보의 길이는 동일 진동막의 크기에서 곡면보의 개수 증가에 따라 감소되기 때문에 제외하였다. 따라서 곡면보의 개수, 외보와 내보의 폭을 이용하여 변위가 향상되는 진동막을 설계하였다.

3. 실험 결과 및 고찰

본 논문에서는 진동체의 진동력을 향상시키기 위

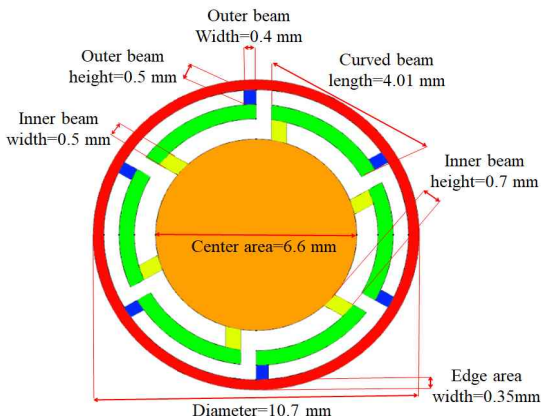


Fig. 7. Shape of proposed diaphragm.

해 곡면보 진동막의 형상을 이용하여 변위 향상 방법을 제안하였으며, 제안한 방법을 이용하여 설계한 진동막은 기존의 상용 골전도 진동체의 구동부를 동일하게 모델링을 수행한 다음, 진동막의 중심부에 동일한 힘을 인가하여 주파수응답을 도출하였다.

유한요소해석 프로그램은 콤솔멀티피직스(COM-SOL 5.3a, COMSOL MultiPhysics, COMSOL, Sweden)를 사용하였다. 유한요소해석의 과정은 3차원 구조를 가지는 진동체의 변위와 주파수를 측정하기 때문에 3차원을 선택하였으며, 물리방정식은 프로그램에 기본적으로 내재되어있는 방정식 중 진동막에 가해지는 힘과 그 힘으로 인해 발생하는 진동막의 변위를 측정하기 위한 다 물체 동역학(multibody dynamics)을 사용하였다. 상수 및 함수 정의는 각 개체마다 개별적으로 입력하였기 때문에 사용하지 않았으며, 구조체 모델링은 상용화된 진동체의 크기를 직접 측정하여 물리적 모델링을 수행하였다. 물성과 경계 설정은 진동체의 각 구성 요소마다 재질과 경계를 상용화된 진동체와 동일하게 적용하였으며, 요소 분할은 진동체의 구조적 특성상 일반적인 3차원 구조에 적용하는 자유 사면체(free tetrahedral)를 사용 하였다. 마지막으로 해석은 주파수 응답을 도출하기 위한 주파수 도메인 해석과 진동체의 고유주파수 값을 도출하기 위한 고유주파수 해석을 수행하였다. Fig. 8은 기존의 상용 진동체의 동일 구동부에 기존의 진동막과 제안한 진동막을 장착하여 유한요소해석을 수행한 결과이다. Fig. 8(a)는 기존의 상용 진동막의 유한요소해석 모델링 결과를 보이고 있으며, Fig. 8(b)는 제안한 방법을 이용하여 설계한 진동막을 장착한 진동체의 모델링 결과를 보이고 있다. Fig. 8(c)와 (d)는 두 진동막의 변위 차이를 보기 위하여 구동부를 제외한 유한요소해석 결과를 보이고 있다. Fig. 8(e)는 유한요소해석을 수행한 두 진동체의 주파수 응답을 보이고 있으며, 그림에서 확인할 수 있듯이 기존의 상용 진동체보다 제안한 방법을 이용한 진동체의 변위가 약 7배 이상 향상된 것을 확인할 수 있다.

4. 결론

최근 멀티미디어 기기의 과도한 사용으로 난청자가 증가하고 있으며, 다양한 난청자들에게 적용될 수 있는 골전도 보청기는 외이와 중이의 손상이나 선천

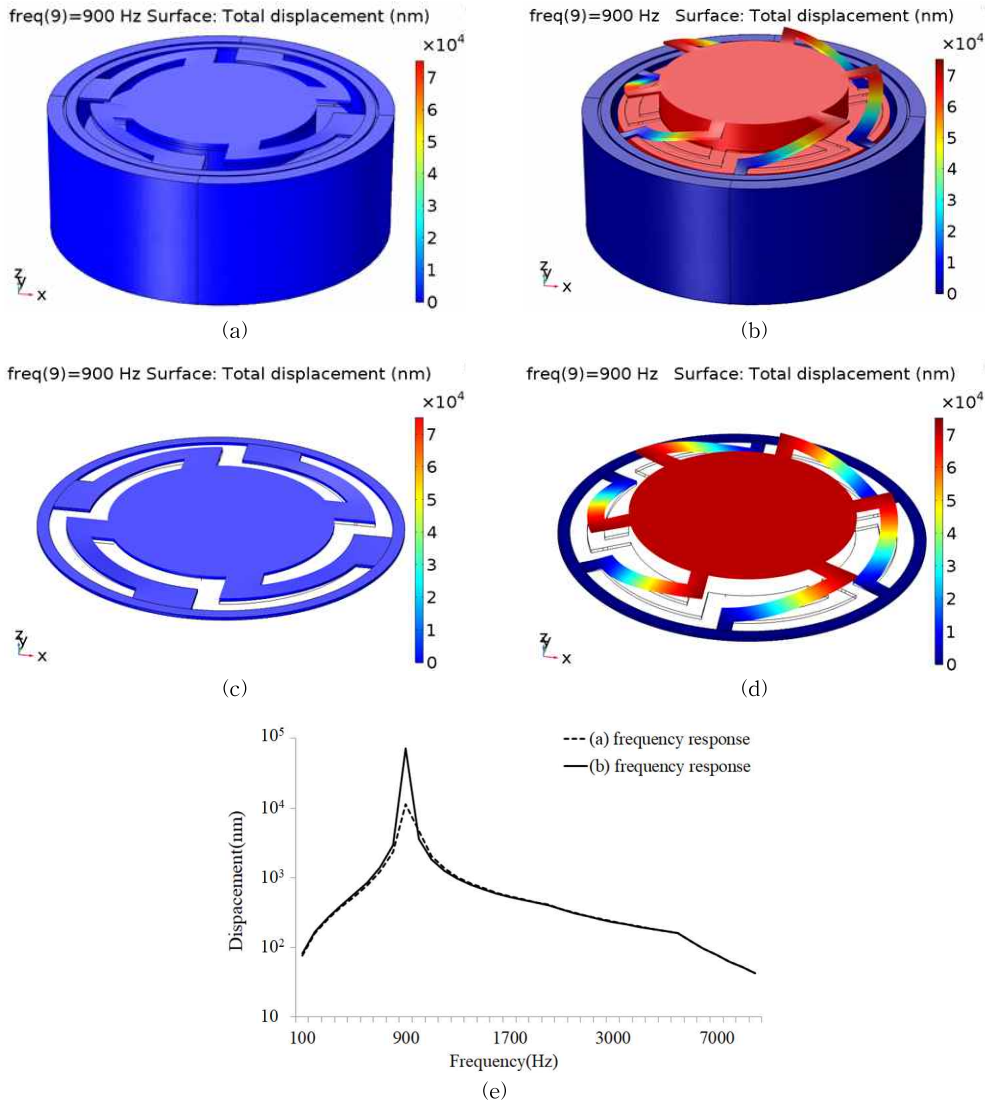


Fig. 8. FEA result of conventional diaphragm and various diaphragm, (a) conventional actuator, (b) proposed actuator, (c) conventional actuator without drive, (d) proposed actuator without drive, and (e) frequency response result.

적인 기형으로 발생하는 전도성 난청자들에게 공기 전도 보청기보다 효율적으로 사용될 수 있다. 이러한 골전도 보청기의 시스템 중 경피적 골전도 시스템은 반이식형 특징으로 피부와 관련된 질병이나 착용자의 불편함을 유발시키고, 골전도 이식 시스템은 불가피한 수술에 대한 환자들의 거부감이 발생된다. 이러한 골전도 시스템의 문제점을 보완하는 피부 경유 골전도 시스템은 피부 외부에 부착을 통해 피부와 관련된 질병들이나 수술에 대한 거부감을 보완할 수 있다. 하지만 피부 경유 골전도 시스템은 피부에 의

한 진동력 감쇠 문제가 발생된다. 본 논문에서는 이러한 피부 경유 골전도 시스템의 진동력을 향상시켜 기존의 골전도 시스템들의 문제점을 보완하였다. 제안한 방법은 유한요소해석을 이용한 진동막의 변위 향상방법이며, 진동막의 구조는 외팔보와 달리 동일 면적의 진동막에서 보의 길이 확장과 비틀림을 이용하는 곡면보를 사용하였다. 처음으로 곡면보 진동막을 이용하여 변위와 상관관계를 가지는 변수들을 도출하고, 변위와 반비례관계를 가지는 강성과 관련된 변수들을 도출하였다. 다음으로 이러한 변수들로 진

동력을 향상시키는 진동막을 설계하였으며, 설계한 진동막은 유한요소해석을 통해 진동력이 향상되었음을 검증하였다. 제안한 방법을 이용하여 설계한 진동막은 기존의 상용 골전도 진동체보다 변위가 약 7배 향상된 71 μm 의 변위를 가진다. 따라서 제안한 방법은 진동막을 사용하는 분야에서 다양하게 이용될 것으로 예상된다. 그러나 본 논문에서는 진동막 형상에 의한 진동 변위에 대해서만 연구를 진행하여, 댐핑과 전자기적 힘에 대한 연구는 아직 수행되지 않았다. 이러한 연구는 진동체 전체의 전달효율을 확인하는 중요한 요소이므로 향후에 댐핑과 전자기적 힘과 관련된 연구를 추가적으로 수행할 필요가 있다.

REFERENCE

[1] G.H. Lee, S.W. Lee, and T.W. Kang, "Study on New Design of Rechargeable Hearing-Aid," *Proceeding of Korea Production and Manufacturing Institute in Fall Conference*, pp. 228-228, 2017.

[2] D.H. Kim, Y.J. Lee, P.U. Kim, S.H. Lee, J.H. Cho, and M.N. Kim, "Finite Element Analysis of Small Acoustic Filters for Hearing Protection Device," *Journal of Korea Multimedia Society*, Vol. 10, No. 2, pp. 200-208, 2007.

[3] H.H. Lee, "Role of Innate Immunity in Otitis Medea," *Korean Journal of Otorhinolaryngology-head and Neck Surgery*, Vol. 59, No. 7, pp. 483-489, 2016.

[4] J.H. Chung, "Rehabilitation of Sensorineural Hearing Loss: Hearing Aid," *Hanyang Medical Reviews*, Vol. 35, No. 2, pp. 97-102, 2015.

[5] B. Hakansson, A. Tjellstrom, and U. Rosenhall, "Hearing Thresholds with Direct Bone Conduction Versus Conventional Bone Conduction," *Scandinavian Audiology*, Vol. 13, No. 1, pp. 3-13, 1984.

[6] B. Hakansson, S. Reinfeldt, M. Eeg-Olofsson, P. Ostli, H. Taghavi, J. Adler, et al., "A Novel Bone Conduction Implant (BCI): Engineering Aspects and Pre-Clinical Studies," *International Journal of Audiology*, Vol. 49, No. 3, pp. 203-215, 2010.

[7] M.J. De Wolf, M.K. Hol, E.A. Mylanus, and C.W. Cremers, "Clinical Outcome of the Simplified Surgical Technique for BAHA Implantation," *Otology and Neurotology*, Vol. 29, No. 8, pp. 1100-1108, 2008.

[8] J.W. House and J.W.J.R. Kutz, "Bone-Anchored Hearing Aids: Incidence and Management of Postoperative Complications," *Otology and Neurotology*, Vol. 28, No. 2, pp. 213-217, 2007.

[9] H. Taghavi, *A Novel Bone Conduction System*, Master of Thesis Chalmers University of Technology, 2012.

[10] B. Hakansson, A. Tjellstrom, and P. Carlsson, "Percutaneous VS. Transcutaneous Transducers for Hearing by Direct Bone Conduction," *Otolaryngology-head and Neck Surgery*, Vol. 102, No. 4, pp. 339-344, 1990.

[11] S. Gatehouse and G.G. Browning, "The Output Characteristics of an Implanted Bone Conduction Prosthesis," *Clinical Otolaryngology and Allied Sciences*, Vol. 15, No. 6, pp. 503-513, 1990.

[12] F.M. Snik, W.A. Dreschler, R.A. Tange, and C.W.R.J. Cremers, "Short-and Long-term Results with Implantable Transcutaneous and Percutaneous Bone-Conduction Devices," *Archives of Otolaryngology-head and Neck Surgery*, Vol. 124, pp. 265-268, 1998.

[13] H.W. Kim, "Bone-conductive Stereo Headphones," *Journal of Acoustical Society of America*, Vol. 96, No. 5, pp. 3208, 1994.

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

[15] S.Y. Kim, S.H. Shin, J.H. Hwang, and H. Choi, "Correlation Between Joint Angular Displacement and Moment in the Human Foot," *Journal of Biomedical Engineering Research*, Vol. 24, No. 3, pp. 209-215, 2003.

[16] H.J. Mun, *Acceleration Sensor and ECM Sensor Combined Hybrid Implantable Acoustic Sensor*, Mater's Thesis of Kyungpook National University of Electronics Engineering, 2017.



박재성

2017년 2월 경일대학교 첨단의료
기학과(공학사)
2019년 2월 경북대학교 대학원 의
용생체공학과(공학석사)
관심분야: 골전도 시스템, 의용전
자기기



나승대

2012년 2월 대구한의대학교 한방
의공학과(공학사)
2014년 2월 경북대학교 대학원 의
용생체공학과(공학석사)
2018년 8월 경북대학교 대학원 의
용생체공학과(공학박사)

2018년~현재 경북대학교병원 의공학과 임상교수
관심분야: 의학영상처리, 의용전자기기



성기웅

1998년 2월 경북대학교 전자공학
과(공학사)
2000년 2월 경북대학교 대학원 전
자공학과(공학석사)
2010년 2월 경북대학교 대학원 전
자공학과(공학박사)

2012년~현재 경북대학교병원 의공학과 임상교수
관심분야: 의학영상처리, 의용전자기기



김명남

1988년 2월 경북대학교 전자공학
과(공학사)
1990년 2월 경북대학교 대학원 전
자공학과(공학석사)
1995년 2월 경북대학교 대학원
전자공학과(공학박사)

1996년~현재 경북대학교 의학전문대학원 의공학교실
주임교수
관심분야: 생체신호처리시스템, 의학영상처리