

전기 모델에 의한 완전 이식형 인공중이용 차동 전자 트랜스듀서의 진동 특성 해석

김민우 · 김민규*** · 성기웅* · 임형규* · 정의성* · 한지훈* · 박일용** · 조진호***†

Vibration characteristic analysis of differential floating mass transducer using electrical model for fully-implantable middle ear hearing devices

Min-Woo Kim, Min-Kyu Kim***, Ki-Woong Seong*, Hyung-Gyu Lim*, Eui-Sung Jung*,
Ji-Hun Han*, Il-Yong Park**, and Jin-Ho Cho***†

Abstract

A differential floating mass transducer has been developed in Korea for fully implantable middle ear hearing devices (F-IMEHDs). In particular, the performance of a differential floating mass transducer (DFMT) is very important among the parts of the F-IMEHDs because the mechanical vibration generated by DFMT is delivered to the inner ear directly. In this paper, the electrical model is proposed to analyze the DFMT vibration characteristic using the mechanical model of the DFMT. The electrical model enables the simple analysis of DFMT vibration characteristics using a computer program. The proposed electrical model is simulated through PSpice as changing the values of passive elements in the electrical model. To verify the proposed model, the DFMT has been implemented on the basis of the simulated results and the experiment for vibration measurement has been carried out. Through the comparison, it is verified that the proposed model is useful to analyze the vibration characteristics of the DFMT.

Key Words : differential floating mass transducer, electrical model, vibration characteristic

1. 서 론

산업화와 고령화 등의 사회적 요인으로 난청자들의 수가 급증함에 따라 이들의 청력을 보조하기 위한 여러 가지 청력 보조 장치들의 개발이 활발히 이루어지고 있다. 하지만 현재 널리 사용되고 있는 공기전도형 보청기는 고이득의 음향 왜곡, 음향 되먹임(acoustic feedback)에 의한 링잉 현상(ringing effect), 그리고 착용상의 불편함 등 여러 가지 문제점들로 인해 청각역치가 높은 난청자 또는 감음신경성 난청자에게 만족스

런 성능을 제공하지 못하고 있는 실정이다.^[1-4] 이러한 공기전도형 보청기의 문제점들을 극복하기 위하여 최근 들어 미국 및 한국 등에서 체내에 완전히 이식할 수 있는 완전 이식형 인공중이 시스템의 개발이 활발히 이루어지고 있다.

완전 이식형 인공중이 시스템은 중이의 이소골에 이식된 트랜스듀서에 의해 마이크로폰을 통해 들어온 소리 신호를 기계적 진동으로 변환하여 내이로 직접 전달하는 구조로 되어 있다. 이러한 인공중이 시스템은 공기전도형 보청기의 문제점인 음향 왜곡 현상이나 음향 되먹임에 의한 링잉 현상이 거의 일어나지 않으며, 청음 명료도가 우수하여 자연음에 가까운 음을 재현할 수 있다는 장점이 있다.^[5-9]

완전 이식형 인공 중이 시스템에 사용되는 트랜스듀서는 차동 전자 트랜스듀서(differential floating mass transducer, DFMT)로서 같은 극끼리 접합시킨 2개의 영구자석을 원통형의 코일 내부에 비접촉방식으로 위

경북대학교 대학원 의용생체공학과 (Department of Medical and Biological Engineering, Graduate School, Kyungpook National University)

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

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

***포항공과대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Pohang Science and Technology)

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

(Received : January 5, 2007, Accepted : February 14, 2007)

치시키고 자석에 의해 발생하는 자기장과 코일에 흘러 준 전류에 의해 발생하는 전자기력에 의해 구동된다. 이는 기존의 전자 트랜스듀서 방식에 비해 누설 자속이 적어 효율이 높고 외부 환경 자장에도 영향을 거의 받지 않는 장점이 있다^[5-12].

DFMT는 이소골에 직접 이식되어 소리 신호를 진동의 형태로 내이에 전달하기 때문에 인공중이 시스템의 효율을 결정하는 중요한 구성요소이다. 그러나 현재까지 제안된 모델들은 진동 특성 분석보다는 트랜스듀서의 진동력을 크게 하기 위한 구조의 개발에 초점이 맞추어져 왔다^[6]. 따라서, 자연음에 가까운 음을 재현할 수 있다는 장점을 살리기 위하여 인공중이 시스템의 신호 특성에 결정적인 영향을 주는 DFMT의 주파수 특성을 정상인의 이소골 특성^[13]과 유사하도록 제작하기 위하여 진동 특성 분석이 무엇보다 중요하다.

본 논문에서는 완전 이식형 인공중이용 DFMT의 진동 특성을 보다 간편하게 분석하기 위하여 DFMT 자체의 전기 모델을 제안하였다. 기존의 논문에서 제안된 DFMT의 기계적 모델^[12]을 이용하여 전기-기계계의 등가관계에 의해 전기 모델로 변환한 후, 기계계에 대응하는 전기계에서의 각 파라미터 값을 변화시켜가며 시뮬레이션을 수행하여 진동 특성을 분석하였다. 또한 제안한 전기 모델의 타당성을 검증하기 위하여 실제 DFMT를 제작하였으며 제작된 트랜스듀서를 진동 측정 시스템을 통하여 그 특성을 측정하였다. 실험을 통하여 측정된 트랜스듀서의 진동 특성과 전기 모델에 의해 산출된 진동 특성을 비교, 분석한 결과 유사한 특성을 보임으로써 제안한 전기 모델의 유용성을 확인할 수 있었다.

2. DFMT의 전기적 모델

완전 이식형 인공중이 시스템은 크게 이식형 마이크로폰, 신호처리회로 및 진동 트랜스듀서로 구성된다. 완전 이식형 인공중이 시스템의 개략도는 그림 1에서와 같다. 중이강 내 이소골에 이식되어 신호처리회로에서 전달된 전기신호를 기계적인 진동으로 변환하는 트랜스듀서의 경우 진동을 내이로 직접 전달하기 때문에 완전 이식형 인공중이 시스템의 효율을 결정하는 중요한 요소이다^[11]. 또한, 중이강 내 이소골에 부착이 되기 때문에 자연음에 가까운 소리 신호를 재현하기 위해서는 정상인의 이소골의 진동 주파수 특성과 유사하도록 설계되어야 한다^[8]. 실제로 인간의 이소골 중 달팽이관에 연결되어 있는 등골은 일정한 외부 인가음압에 대해 0.1~1 kHz 범위의 주파수에서 평탄한 대역을 가지

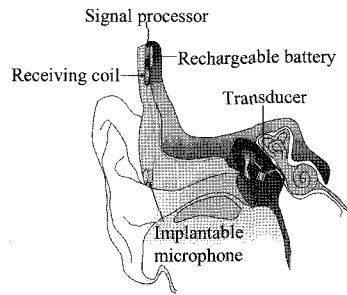


그림 1. 완전 이식형 인공중이 시스템의 구조
Fig. 1. The structure of fully implantable middle ear device.

며 1.5 kHz 이상에서 급격히 진동 특성이 감소하는 형태를 가진다. 따라서, 이러한 정상인의 이소골에서의 진동 주파수 특성과 유사한 특성을 가지는 트랜스듀서를 설계하기 위해서 트랜스듀서 자체의 진동 특성 분석이 반드시 필요하다.

DFMT는 동일한 크기의 두 영구 자석이 같은 크기 리 마주보며 연결되어 원통형의 코일 내부에 비접촉 방식으로 위치하고 있다. 두 영구자석의 중앙부에서 발생한 자기장이 코일에 흐르는 전류와 쇄교할 때 플레

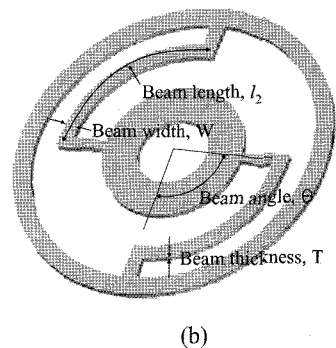
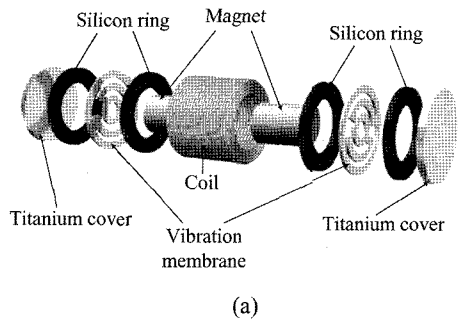


그림 2. (a) DFMT의 구성 요소들과 (b) 진동 막막의 구조
Fig. 2. (a) Components of DFMT and (b) vibration membrane structure.

밍의 원손법칙에 의해 자석과 코일에서 힘이 발생한다. 이 구조는 다른 형태의 진동 트랜스듀서에 비해 마주 보고 있는 자속면에서 나오는 자속이 모두 코일을 통과하기 때문에 누설 자속이 없어 적은 공급전류로 큰 힘을 낼 수 있다는 장점이 있다. 또한 두 영구자석이 마주보고 있는 구조로 인해 외부 환경 자장에 의해 두 자석에서 발생하는 힘의 모멘트가 서로 상쇄되기 때문에 환경 자장에 의한 영향을 피할 수 있다. 그림 2는 DFMT의 구성요소들과 트랜스듀서 제작에 사용되는 진동 박막의 구조를 나타낸다.

DFMT의 진동 특성 경향을 알아보기 위한 과정은 그림 3과 같다. 먼저 DFMT를 구동시키는 힘을 구하기 위하여 유한요소해석 프로그램인 ANSYS를 이용하여 자석에서 발생하는 자기장과 코일에 흘려준 전류에 의해서 발생하는 전자기력을 구한다^[12]. 그리고 DFMT의 진동 특성을 보다 간편하게 알아보기 위하여 기존의 논문에서 제안된 DFMT의 기계적 모델을 전기-기계계의 등가관계^[14]에 의하여 전기적 모델로 변환하였다. 기계적 모델에 의해 유도된 진동 방정식을 전기-기계계의 등가관계에 의해 전기계의 수동 소자들로 표현되어진 미분 방정식으로 변환한 다음 키르히호프의 전압 법칙 (Kirchhoff's voltage law)을 이용하여 DFMT의 전기적 모델을 유도하였다. 이 때 기계적 모델에 해당하는 파라미터들의 값은 전기-기계계의 등가관계를 이용하여 전기적 모델의 파라미터 값들로 변환하였으며 유한요소해석 프로그램을 이용하여 구한 전자기력 역시 등가관계에 의하여 대응하는 전기적 모델에서의 파라미터 값으로 변환하였다. 변환된 전기적 모델을 이용

하여 DFMT의 진동 특성에 영향을 끼치는 파라미터 값들을 변화시켜가며 컴퓨터 프로그램인 PSpice 9.0을 이용하여 시뮬레이션을 수행하였다. 시뮬레이션 결과를 바탕으로 제안한 전기 모델의 타당성을 검증하기 위하여 실제 DFMT를 제작하였고 제작된 DFMT를 진동 측정 시스템을 이용하여 진동 변위를 측정하였다. 측정된 진동 변위를 시뮬레이션 결과와 비교, 분석을 통하여 제안한 전기 모델의 타당성을 입증하였다.

유한요소해석을 통하여 얻어진 전자기력에 대해 DFMT의 진동 특성 경향을 분석하기 위하여 먼저 기존에 제안된 DFMT의 기계적 모델을 이용하였다. DFMT는 그림 4(a)와 같이 구성되며, 이것을 모델링하면 그림 4(b)와 같이 2 자유도계 형태의 자유 물체도로 나타낼 수 있다^[12]. 여기서 k_1 은 트랜스듀서의 인출선 (lead wire)의 강성계수를 나타내며 k_2 는 자석의 양쪽에 위치한 진동박막의 강성계수이다. m_1 은 자석의 질량을 제외한 DFMT 전체의 질량이고 m_2 는 자석의 질량을 나타내며, x_1 과 x_2 는 m_1 과 m_2 의 임의의 시간에서의 위치를 나타낸다. 인가되는 전류에 의해 발생하는 전자기력은 F_1 과 F_2 로 나타나는데 F_1 은 m_1 에 F_2 는 m_2 에 작용하고 힘의 크기는 동일하고 작용하는 방향은 반대이다.

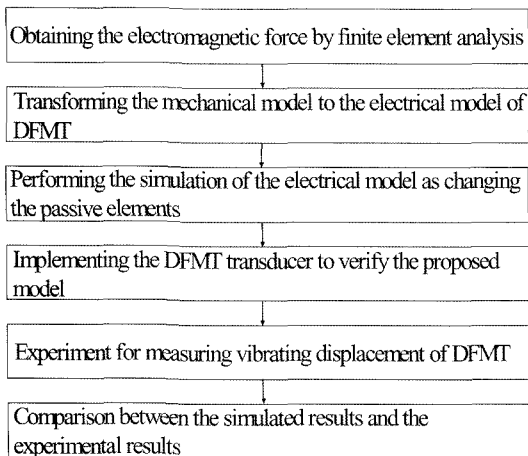


그림 3. DFMT의 진동 특성 분석을 위한 절차
Fig. 3. Procedure for analysis of the DFMT vibration characteristic.

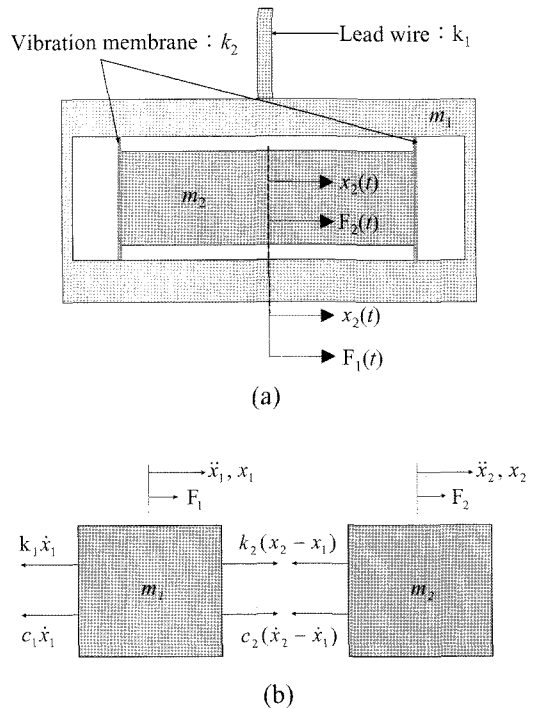


그림 4. DFMT의 (a) 구조적 모델과 (b) 자유 물체도
Fig. 4. (a) Structural model and (b) free-body diagram of the DFMT.

c_1 과 c_2 는 각각 공기에 의한 인출선 부분의 점성감쇠계수와 코일 내부에서 공기에 의한 점성감쇠계수이다.

그림 4에서 DFMT 인출선의 강성계수 k_1 과 하나의 진동박막에 대한 강성계수 k_2 는

$$k_1 = \frac{3\pi E_1 d^4}{32 I_1^3} \text{ [N/m]} \quad (1)$$

$$k_2 = \frac{n E_2 W T^3}{4 l_2^3} \text{ [N/m]} \quad (2)$$

와 같이 정의되어진다^[15]. 여기서 E_1 은 구리로 이루어진 인출선의 탄성계수, d 는 인출선의 직경으로 25 μm 이며, I_1 은 인출선의 길이, E_2 는 진동 박막의 탄성계수, n 은 진동 박막의 빔 개수, W 는 빔의 폭, T 는 빔의 두께, l_2 는 빔의 길이를 나타낸다.

본 논문에서 제안한 전기 모델을 이용하여 DFMT의 진동 특성 경향을 분석을 하기 위하여 식 (1)과 (2)에서 구한 인출선과 진동 박막의 강성계수를 이용하고 그림 4로부터 유도된 진동 방정식을 표 1의 전기계와 기계계의 등가관계를 이용하여 전기계에서 수동 소자로 표현된 미분 방정식을 구하면,

$$L_1 i_1 + R_2(i_1 - i_2) + R_1 i_1 + \frac{1}{C_2} \int (i_1 - i_2) dt + \frac{1}{C_1} \int i_1 dt = V_1 \sin \omega t \quad (3)$$

$$L_2 i_2 + R_2(i_2 - i_1) + \frac{1}{C_2} \int (i_2 - i_1) dt = V_2 \sin \omega t \quad (4)$$

와 같이 표현 되어진다. 식 (3)과 (4)을 이용하여 키르히호프의 전압 법칙을 이용하여 DFMT의 전기적 모델을 구하면 그림 5과 같다.

그림 5와 표 1에서 L_1 에 흐르는 전류 $I_1(\omega)$ 을 구하면 그 값은 기계계에서 트랜스듀서의 진동 속도에 대응하는 값을 알 수 있고, $I_1(\omega)$ 을 각 주파수 ω 로 나누면 트

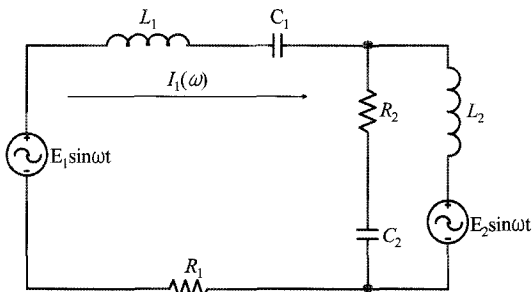


그림 5. DFMT의 전기적 모델
Fig. 5. Electrical model of the DFMT.

표 1. 전기계와 기계계의 등가관계

Table 1. Equivalent relationship between mechanical system and electrical system.

Electrical system	Mechanical system
Voltage, V [V]	Force, F [N]
Current, I [A]	Velocity, $\frac{dx}{dt}$ [m/sec]
Resistance, R [Ω]	Viscous damping factor, c [N·sec/m]
Inductance, L [H]	Mass, m [kg]
Reciprocal of capacitance, C^{-1}	Stiffness, k [N/m]

랜스듀서의 진동 변위 x_1 임을 알 수 있다. 따라서, 트랜스듀서의 진동 변위에 영향을 끼치는 요인을 알아보기 위하여 식 (3)과 (4)를 정리하여 전류 $I_1(\omega)$ 을 구하면,

$$I_1(\omega) = \frac{\left(\omega L_2 - \frac{1}{\omega C_2}\right) V_1 - \frac{1}{\omega C_2} V_2}{\frac{L_1 + L_2}{C_2} + \frac{L_2}{C_1} - L_1 L_2 \omega^2 - \frac{1}{C_1 C_2 \omega^2}} \quad (5)$$

와 같이 나타난다. 식 (5)를 유도함에 있어서 식 (3)과 (4)에서 R_1 과 R_2 값을 무시하였는데 R_1 과 R_2 는 기계계에서 점성 감쇠 c_1 과 c_2 에 대응하는 값으로서 강제 진동 모드에서는 공진 주파수 근처에서는 영향을 끼치지만 그 외의 영역에서는 큰 영향이 없기 때문에 무시가 가능하다^[15]. 식 (5)를 통해, 완전 이식형 인공중이 시스템에서 사용되는 트랜스듀서가 가지는 공진 주파수이하의 평탄대역에서의 진동 변위와 주파수 대역을 구할 수 있게 된다. 그러나, 식 (3)과 식 (4)를 전기 모델로 변환하여 Pspice 시뮬레이션을 수행하면, 식 (5)와 같은 해를 구할 필요없이 바로 해석이 가능한 장점이 있다.

3. 시뮬레이션을 통한 진동 특성 분석

DFMT의 진동 특성을 분석하기 위하여 그림 5의 트랜스듀서의 전기적 모델을 PSpice 9.0을 이용하여 시뮬레이션을 수행하였다.

식 (5)에서 알아보았듯이 DFMT의 진동 변위에 영향을 주는 변수인 L_1, L_2, C_1, C_2 가운데 C_1 은 인출선의 강성계수에 대응하는 값으로 고정된 값이기 때문에 L_1, L_2, C_2 값을 변화시켜가면서 시뮬레이션을 수행하였다.

먼저 시뮬레이션에 사용될 파라미터의 값들을 구하기 위하여 표 2에 나타난 기계계에서의 파라미터값들을 표 1의 전기-기계계의 대응관계에 의해 전기적 모

표 2. DFMT의 기계적 모델에서의 상수값

Table 2. Constant values of the DFMT mechanical model.

Parameter	Value
F_1	14.17 [dyne]
F_2	14.17 [dyne]
Stiffness of the lead wire, k_1	1.62 [N/m]
Vibration membrane beam width, W	75 [μm]
Vibration membrane beam thickness, T	20 [μm]
Young's modulus of the lead wire, E_1	110 [Gpa]
Young's, modulus of the vibration membrane, E_2	199 [GPa]

표 3. 전기 모델에서 소자들의 값

Table 3. Values of the devices in the electrical model.

Device	Value
V_1	0.1417 [mV]
V_2	0.1417 [mV]
C_1	617.28 [mF]

델의 수동 소자 값들로 대응시켰으며, 인출선의 강성계수를 구하기 위하여 식 (1)를 이용하였다. 표 2에서 나타난 F_1 과 F_2 는 유한요소해석을 통하여 구한 전자기력이며 크기는 같고 방향은 반대이다. 표 3은 시뮬레이션에 사용된 전기 모델의 파라미터 값을 나타낸다.

먼저 C_2 값을 변화시켜가면서 시뮬레이션을 수행하여보았다. C_2 값은 DFMT의 기계 모델에서 자석 양쪽에 고정되어있는 진동 박막의 강성 계수 k_2 의 역수에 대응하는 값으로 식 (5)에 의해 C_2 값을 변화시킴으로써 트랜스듀서의 진동 범위와 공진 주파수를 조절할 수 있음을 알 수 있다. 시뮬레이션에 사용된 C_2 값은 표 2에서 나타난 사양을 바탕으로 사용되는 빔의 각도, θ 를 달리하여 식 (2)와 표 1의 전기-기계계의 등가 관계를 이용하여 구하였고 그 값은 표 4와 같고 시뮬레이션 결과는 그림 6과 같다. C_2 를 제외한 나머지 소자들의 값은 표 2에서와 같고 기계적 모델에서의 질량 m_1 과 m_2 는 각각 12 mg, 8 mg이다.

시뮬레이션 결과 C_2 값이 작을수록 공진 주파수는 높아지고 공진 주파수 이하의 평탄대역에서의 진동 범위는 낮아짐을 알 수 있으며, 이를 통하여 진동 박막의 강성 계수값을 조절함으로써 DFMT의 주파수 대역을 결정할 수 있음을 알 수 있다.

다음으로 L_1 과 L_2 값에 따른 트랜스듀서의 진동 특성을 시뮬레이션을 통하여 알아보았다. L_1 과 L_2 는 기계계에서 각각 자석을 제외한 트랜스듀서의 질량과 자석의 질량을 나타낸다. 뉴턴의 운동 법칙에 의하여 동일한 힘에 대하여 진동 범위는 L_1 과 L_2 의 비, 즉 질량비에

표 4. 시뮬레이션에 사용된 C_2 값

Table 4. Values of the C_2 for simulation.

	Beam angle [$^\circ$]	Beam length [mm]	C_2 [mF]
Case 1	120	1.23	31.17
Case 2	90	0.923	13.16
Case 3	60	0.615	3.9

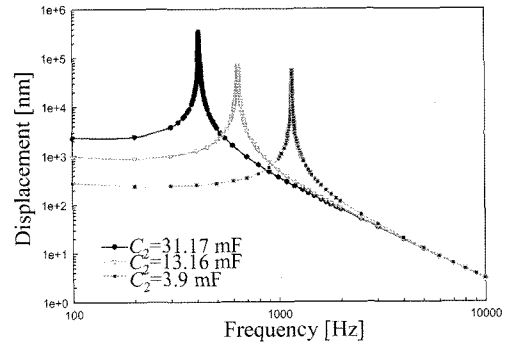


그림 6. C_2 값에 따른 DFMT의 진동 범위

Fig. 6. Displacement of the DFMT according to different values of C_2 .

의하여 반비례적으로 결정됨을 예상할 수 있다. 따라서 L_1 과 L_2 의 비를 달리하여 트랜스듀서의 진동 특성을 알아보았다. 시뮬레이션에 사용된 L_1 과 L_2 의 값은 이소콜에 이식되어야 할 DFMT의 부하 효과(loading effect)와 DFMT에 사용될 자석의 크기를 고려하여 자석을 포함한 DFMT 전체 무게를 20 mg으로 정하고 자석의 질량을 6 mg, 8 mg, 10 mg으로 하여 시뮬레이션을 수행하였다. 시뮬레이션에 사용된 L_1 과 L_2 의 값은 표 5와 같고 그 결과는 그림 7과 같다. 이 경우 역시 L_1 과 L_2 를 제외한 나머지 소자들의 값은 표 2에서와 같고 C_2 값은 빔의 각도가 60° 의 경우인 3.9 mF으로 고정시켜 놓았다.

시뮬레이션 결과 L_1 과 L_2 값에 따라서 DFMT의 진동 범위가 달라짐을 알 수 있다. 즉 L_1 값은 작을수록 L_2 값은 클수록 공진 주파수 이하의 평탄대역에서의 진동 범위는 증가함을 알 수 있다. 이는 DFMT의 기계 모델에서 트랜스듀서 전체의 질량이 일정할 때 자석의 질량은 무거울수록 자석을 제외한 나머지 질량은 가벼울

표 5. 시뮬레이션에 사용된 L_1 과 L_2 의 값

Table 5. Values of L_1 and L_2 for simulation.

	L_1 [μH]	L_2 [μH]
Case 1	14	6
Case 2	12	8
Case 3	10	10

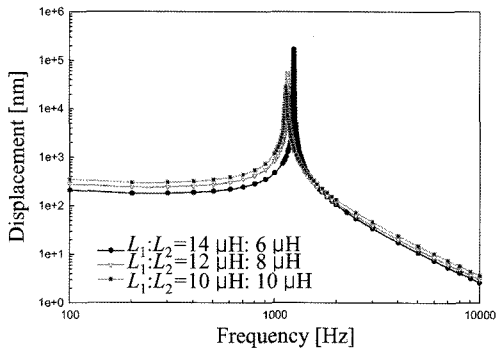


그림 7. L_1 과 L_2 값에 따른 DFMT의 진동 변위
Fig. 7. Displacement of the DFMT according to different values of L_1 and L_2 .

수록 DFMT의 진동 변위는 증가한다는 것을 알 수 있다. 따라서, 트랜스듀서의 질량에 의해 평탄대역에서의 트랜스듀서의 진동 변위가 변화함을 알 수 있다.

4. DFMT의 제작 및 실험

시뮬레이션 결과를 바탕으로 본 논문에서 제안한 DFMT의 전기 모델의 타당성을 검증하기 위하여 실제 인공중이용 트랜스듀서를 제작하여 진동 특성을 측정하였다. 시뮬레이션 결과 트랜스듀서의 진동 특성에 영향을 주는 요인으로는 진동 박막의 강성 계수값과 질량비에 의해 결정되어지는 것을 알 수 있었다. 하지만, 이 소골에 직접 이식해야 하는 트랜스듀서의 특성상 질량과 크기에는 한계가 있기 때문에 자석과 트랜스듀서의 질량을 조절하여 트랜스듀서의 진동 특성을 조절하는 것은 어려움이 있다. 따라서, 진동 박막의 빔 각도를 변화시켜 강성계수를 조절하여 변화되는 트랜스듀서의 진동 특성 경향을 알아보았다. 빔 각도는 (a)가 120°이고, (b)가 90°, 그리고 (c)가 60°이다. 그림 9는 그림 8

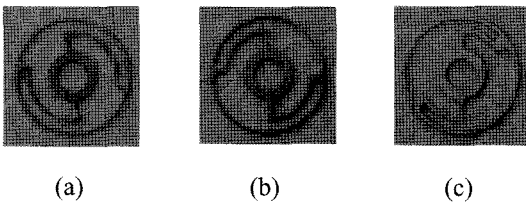


그림 8. DFMT 제작에 사용된 (a) 첫 번째, (b) 두 번째, 및 (c) 세 번째 진동 박막
Fig. 8. (a) The first membrane, (b) the second membrane, and (c) the third membrane for the fabrication of a DFMT.

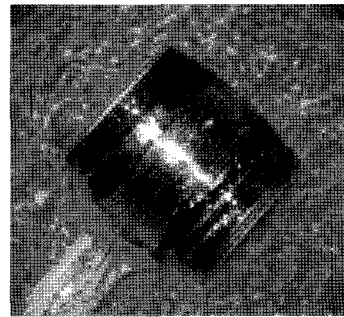


그림 9. 실제 제작된 DFMT
Fig. 9. Implemented DFMT.

의 진동 박막을 이용하여 실제 제작한 트랜스듀서이다. 그림 9의 DFMT의 진동 특성을 알아보기 위하여 그림 10의 진동 측정 시스템을 이용하여 DFMT의 진동 변위를 측정하였다. 함수 발생기(HP, 3310B)로부터 1 mA_{rms}정현파 신호를 0.1 kHz~10 kHz의 주파수 내에서 동일하게 트랜스듀서에 인가하였고 레이저 진동 측

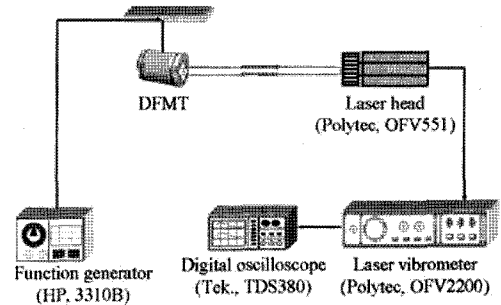


그림 10. 진동 측정을 위한 시스템 구조
Fig. 10. Experiment setup for the measurement of the DFMT vibration.

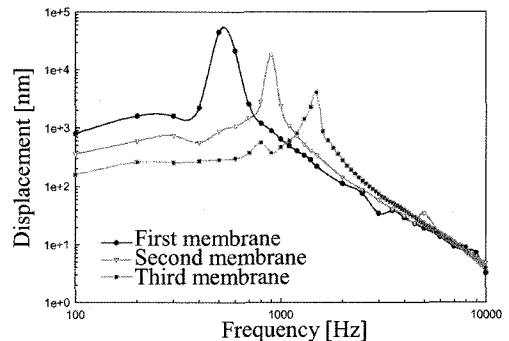


그림 11. 제작된 DFMT의 진동 변위
Fig. 11. The measured displacement of the implemented DFMT.

정기(Polytec, OFV2200)와 디지털 오실로스코프 (Tektronix, TDS 380)를 이용하여 트랜스듀서의 진동 변위를 측정하였다. 진동 측정시 발생할 수 있는 여러 가지 요인을 줄이기 위하여 측정 실험은 방진 테이블 위에서 수행되었다. 실험 결과는 그림 11과 같다.

그림 11의 실험 결과 진동 박막의 강성계수값이 클수록 DFMT의 공진 주파수는 높아지고 평탄대역에서의 진동 변위는 낮아짐을 알 수 있다. 진동 박막의 빔의 각도에 의해 강성계수값을 달리하여 DFMT를 제작하였는데 빔의 각도가 큰 순서부터 DFMT의 공진 주파수는 각각 0.5 kHz, 0.9 kHz, 1.5 kHz에서 발생하였고 공진 주파수이하의 평탄대역에서의 진동 변위는 빔의 각도가 작을수록, 즉 빔의 길이가 짧을수록 낮아짐을 확인할 수 있었다. 이를 통해 DFMT의 주파수 대역은 진동 박막의 강성계수값에 가장 크게 의존함을 알 수 있다. 시뮬레이션 결과와 비교하여 보면 공진 주파수가 실제 실험 결과와 1.2배~1.4배 정도 차이가 나는데 이는 진동 박막 제작 시 두께가 시뮬레이션에서 고려된 두께인 20 μm 보다 약 3~4 μm 정도 두꺼워져 진동 박막의 강성 계수가 높아졌고, 트랜스듀서의 각 부품을 결합하는 과정에서 발생한 오차 요인으로 인하여 실제 실험 결과에서의 공진 주파수가 높게 나타나게 되었다. 하지만, 시뮬레이션 결과에서와 같이 진동 박막의 강성계수값에 의해 DFMT의 주파수 특성이 결정되는 것으로 보아 제안한 전기 모델의 타당성이 입증되었다.

5. 결 론

본 논문에서는 완전 이식형 인공중이용 DFMT 설계에 도움이 되고 DFMT의 진동 특성을 보다 간편하게 분석하기 위하여 DFMT에서의 전기적 모델을 제안하고 전기 모델에서 C_2 와 $L_1:L_2$ 를 변화시켜가면서 DFMT의 진동 특성 경향을 알아보았다. 이를 위해 먼저 기존에 제안된 DFMT의 기계적 모델에 의해 표현되어진 진동 방정식을 전기-기계계의 등가관계에 의하여 전기계의 수동소자들에 의해 표현된 미분방정식으로 유도하였다. 유도된 미분방정식을 키르히호프의 전압법칙을 이용하여 DFMT의 전기 모델을 제안하였고 PSpice를 이용하여 다양한 시뮬레이션을 수행하여 보았다. 시뮬레이션 결과 진동 박막의 강성계수값이 DFMT의 주파수 대역에 가장 큰 영향을 끼침을 알 수 있었다. 또한 전기 모델의 타당성을 입증하기 위하여 시뮬레이션 결과를 바탕으로 진동 박막의 강성계수값을 변화시켜가면서 트랜스듀서를 제작하였고 진동 시스템을 이용하여 진동 변위를 측정하여보았다. 시뮬레

이션 결과와 실험 결과를 비교하여 본 결과 진동 박막의 강성계수값의 변화에 따라 DFMT의 공진 주파수와 주파수 대역이 변화함을 알 수 있었다. 따라서, 본 논문에서 제안한 DFMT의 전기 모델의 타당성을 확인할 수 있었으며 향후 제안한 DFMT의 전기 모델을 이용하여 완전 이식형 인공중이 시스템에 적합한 트랜스듀서 설계에 유용하게 이용할 수 있을 것으로 기대된다.

감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임. (과제고유번호 : 02-PJ3-PG6-EV10-0001) 또한 이 논문은 2단계 두뇌한국21사업에 의하여 지원되었음.

참고 문헌

- [1] W. H. Ko, W. L. Zhu, and A. J. Maniglia, "Engineering principles of mechanical stimulation of the middle ear," *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, no. 1, pp. 29-41, February 1995.
- [2] R. Good, M. Rosenbaum, and A. Maniglia, "The history and development of the implantable hearing aid," *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, pp. 1-6, February 1995.
- [3] A. Chasin, "Current trends in implantable hearing aids," *Trends in Amplification*, vol. 2, no. 3, pp. 84-107, June 1997.
- [4] J. Suzuki, *Middle ear implant: Implantable hearing aids*, Karger Inc., Tokyo, 1988.
- [5] B. S. Song, T. Y. Jung, S. P. Chae, M. N. Kim, and J. H. Cho, "Proposal and evaluation of vibration transducer with minimal magnetic field interference for use in IME system by in-vitro experiment," *IEICE Transactions on Electronics*, vol. E.85-C, no. 6, pp. 1374-1377, June 2002.
- [6] 조진호, 송병섭, 김명남, 원철호, 박세광, 이상훈, "전자 트랜스듀서 방식에 의한 청각보조용 이식형 인공중이 시스템 설계," *센서학회지*, 제6권, 제6호, pp. 466-475, 1997.
- [7] 임형규, 김종민, 김민규, 윤영호, 박일용, 송병섭, 조진호, "완전 이식형 인공중이를 위한 베개형 비접촉 충전장치의 설계," *센서학회지*, 제14권, 제2호, pp. 78-84, 2005.
- [8] 송병섭, 노철균, 김명남, 조진호, "이식형 인공중이 시스템을 위한 고효율 차동 전자 트랜스듀서의 설계," *센서학회지*, 제11권, 제3호, pp. 47-58, 2002.
- [9] 이창우, 김민규, 박일용, 송병섭, 노용래, 조진호, "이

식형 인공중이를 위한 압전 플로팅 매스 트랜스듀서의 제안,” *센서학회지*, 제14권, 제5호, pp. 322-330, 2005.

[10] B. S. Song, M. K. Kim, Y. H. Yoon, S. H. Lee, and J. H. Cho, “Design of a differential electromagnetic transducer for use in IME system,” *Int. J. IEICE Trans. INF. & SYST*, vol. E87-D, no. 5, pp. 1231-1237, 2004.

[11] 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, October 2005.

[12] 김민규, 임형규, 한찬호, 송병섭, 박일용, 조진호, “FEA를 이용한 이식형 인공중이용 차동 전자 트랜스듀서의 진동 모델링과 최적 설계,” *한국음향학회지*, 제24권, 제7호, pp. 379-386, 2005.

[13] T. G. Dietz, G. R. Ball, and B. H. Katz, “Partially implantable vibrating ossicular prosthesis,” *International Conference on Solid-State Sensors and Actuators*, vol. 1, no. 1, pp. 433-436, 1997.

[14] J. Zwislaki, *Handbook of mathematical psychology*, John Wiley and Sons incorporation, New York, 1965.

[15] S. Rao, *Mechanical Vibrations*, Addison-Wesley incorporation, Secondnd edition, 1990.



김민우

- 2005년 경북대학교 전자전기공학부 졸업 (공학사).
- 2005년~현재 경북대학교 대학원 의용생체공학과 석사과정.
- 주관심분야 : 유한요소해석, 음성신호처리, 완전 이식형 인공중이



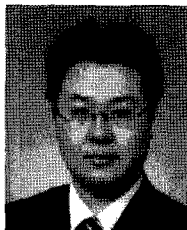
김민규

- 2000년 영남대학교 기계공학과 졸업 (공학사).
- 2003년 경북대학교 대학원 의용생체공학과 졸업(공학석사).
- 2006년 경북대학교 대학원 의용생체공학과 졸업(공학박사).
- 2006년~현재 포항공과대학교 기계공학과 박사후 연구원.
- 주관심분야 : MEMS, 완전 이식형 인공중이, 재활공학, 유한요소해석



성기웅

- 1998년 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사).
- 2000년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사).
- 2000년~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사 과정.
- 주관심분야 : 청각 전달 메카니즘, 완전 이식형 인공중이



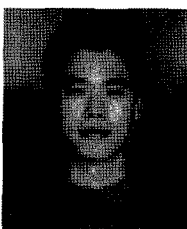
임형규

- 2002년 경북대학교 전자전기공학부 졸업 (공학사).
- 2004년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사).
- 2004년~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정.
- 주관심분야 : 통신, 무선 전력전달 시스템, 완전이식형 인공중이



정의성

- 2003년 경북대학교 전자전기공학부 졸업 (공학사).
- 2005년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사).
- 2005년~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정.
- 주관심분야 : 적외선통신, 임베디드 시스템, 음성신호처리, 완전이식형 인공중이



한지훈

- 2004년 영남대학교 전기전자공학부 졸업 (공학사).
- 2006년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사).
- 2006년~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정.
- 주관심분야 : 마이크로컨트롤러, 무선 통신, 완전이식형 인공중이



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



조 진 호

- 1977년 경북대학교 공업교육학과 전기공학전공 졸업(공학사).
- 1979년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사).
- 1988년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사).
- 1991~1992년 University of Iowa, 교환교수
- 1984년~현재 경북대학교 전자전기컴퓨터 학부 교수.
- 1984년~현재 경북대학교 병원 의공학과장(겸무).
- 2000년~현재 경북대학교 의과대학 의공학교실 주임교수.
- 2002년 12월~현재 보건복지부지정 첨단 감각기능회복장치연구소 연구소장.
- 주관심분야 : 생체전자, 생체신호처리, 의용 센서시스템, 완전이식형 인공중이, 초소형 텔레메트리 시스템 등