

이소골에 장착된 전자기 플로팅매스 진동체에 대한 집중 질량-스프링 모델의 제안

성기웅¹, 김민우¹, 이장우¹, 임형규¹, 정의성¹, 김동욱¹, 이명원¹, 이정현², 김명남², 이규엽³, 이상훈³, 박일용⁴, 조진호¹

¹경북대학교 전자전기컴퓨터학부, ²경북대학교 의공학교실, ³경북대학교 이비인후과학교실, ⁴단국대학교 의공학교실

Lumped Mechanical Model of Electromagnetic Floating Mass Transducer Implanted on Human Middle Ear

Ki-Woong Seong¹, Min-Woo Kim¹, Jang-Woo Lee¹, Hyung-Gyu Lim¹, Eui-Sung Jung¹, Dong-Wook Kim¹, Myung-Won Lee¹, Jung-Hyun Lee², Myoung-Nam Kim², Kyu-Yeop Lee³, Sang-Heun Lee³, Il-Yong Park⁴, and Jin-Ho Cho¹

¹School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook National University,

²Dept. of Biomedical Engineering, Kyungpook National University Hospital,

³Dept. of Otolaryngology, Kyungpook National University,

⁴Dept. of Biomedical Engineering, Dankuk University Hospital

(Received February 2, 2009. Accepted March 9, 2009)

Abstract

Implantable middle ear hearing devices (IMEHDs) have been widely studied as an alternative hearing aids to solve the problems of conventional hearing aids. Vibration transducer of middle ear hearing aids is a key component because vibration characteristics of transducer is directly involved performance of hearing aids. So, the study about middle ear hearing aids concentrate on the transducers. A floating mass type transducer is most efficient. In this paper, we suggest a lumped mechanical model of electromagnetic floating mass transducer implanted on human middle ear. The proposed model enables analysis of the vibration characteristics of a floating mass transducer and prediction of the variation after implant on ossicle that offers a simple and easy to analyze. The parameters was drawn based on the components and the structures of transducer. The Lumped mechanical model was converted by the electrical-mechanical equivalent model, and simulated using PSpice. So, we investigated vibration characteristics of transducer influenced it's components. And we predict vibration characteristics of stapes footplate due to implanted transducer's vibration using combining model of transducer and human ear. To prove the feasibility of the suggested model, we fabricated a differential floating mass transducer (DFMT) as one of floating mass transducers and performed experiments using the human temporal bones.

Key words : lumped model, electrical model, floating mass transducer, DFMT.

1. 서론

최근 고령화 산업화로 인한 난청자의 수는 매년 증가하는 추세에 있으며, 이들을 위한 여러 가지의 청각보조기들이 개발되고 있다. 이러한 청각보조기 중 대표적인 것으로는 공기전도형 보청기, 골전도형 보청기, 인공와우 및 이식형 인공중이 등이 주를 이루고 있다. 난청자는 자신의 청력 상태, 시술의 용이점, 사용

상의 편의 및 미용성 등을 고려하여 청각재활에 알맞은 청각보조기를 선택하게 된다. 상기 언급된 청각보조기 중 이식형 인공중이는 공기전도형 보청기의 단점인 음향쇄환에 의한 하울링과 음향왜곡 현상을 극복하였으며 최근 연구가 활발히 진행되고 있다[1-2]. 이식형 인공중이는 음향신호를 포집하는 마이크로폰, 획득한 음향신호를 사용자의 청력수준에 적합하도록 전기적 신호로 가공하는 신호처리 시스템 및 전기적 신호를 받아 기계적 진동으로 변환함으로써 이소골을 구동하는 진동트랜스듀서로 이루어져 있다. 진동트랜스듀서는 침골의 장각에 플로팅매스의 형태로 부착하는 것이 일반적이며, 이러한 진동체로는 상용화된 MED-EL Co. 의 FMT (floating mass transducer) 와 국내에서 개발된 경북대학교의

Corresponding Author : 조진호

(700-422) 대구시 중구 동인동 2가 101번지

경북대학교 의과대학 신관 5층 508호

Tel : +82-53-427-5538 / Fax : +82-53-427-5539

E-mail : jhcho@ee.knu.ac.kr

본 연구는 지식경제부 바이오의료기기전략기술개발사업의 지원에 의하여 이루어진 것임. (과제고유번호 : 10031779) 또한 이 논문은 2009년도 두뇌한국21 사업에 의하여 지원되었음.

DFMT (differential floating mass transducer) 가 있다[4-7].

플로팅매스 형태의 진동체는 칩콜의 장각에 부착되고 진동체의 진동특성이 등골로 직접 전달되므로, 진동체의 진동특성은 이소골의 진동특성과 유사하게 설계되어야 한다. 또한, 수술 시 칩콜에 진동트랜스듀서를 부착하는 방법에 따라 설계된 진동트랜스듀서에 의해 내이로 전달하게 되는 음향신호의 특성이 다르게 된다. 따라서 진동체를 이루는 각 구조물의 물리적 특성변화에 따른 진동체 자체의 진동특성을 해석하고, 이소골과 결합된 진동체의 구동에 의한 등골의 진동변화를 해석하는 일은 매우 중요하다. 이러한 진동체의 구조물에 따른 진동특성을 해석하는 유용한 방법으로는 유한요소해석(finite element analysis, FEA)이 널리 쓰이고 있다 [6]. 하지만, 유한요소해석은 진동체 구성요소들의 물성치 변화에 따른 진동체 자체특성에 대한 기계적 해석을 수행함에는 유용하지만, 이소골의 기하학적 복잡성과 주변에 연결된 여러 가지 인대들의 작은 물성치 변화를 적용해 가며 해석하기에는 너무나 많은 시간이 소요된다. 또한, 진동체의 구동신호원인 전류를 통한 이소골의 진동과 내이로 전달되는 음향크기의 잦아대는 등골의 진동 변위를 얻기에는 부적합하다. 그러므로 이소골에 진동체가 설치되는 중이 이식형 보청기에 있어서는 이소골과 진동트랜스듀서간의 기계적 결합을 전기모델로 변환한 후 전기적 시뮬레이션을 수행함이 적합하다[7].

본 논문에서는 전자기 플로팅매스 진동체의 하나인 DFMT가 인간의 이소골에 이식된 경우에 대한 집중 질량-스프링 모델을 제안하였고, 이를 전기-기계 등가관계에 의하여 전기모델로 변환하여 PSpice를 이용한 시뮬레이션을 수행함으로써 진동체 자체 진동특성 및 이소골에 장착된 경우에 대한 등골의 진동 특성을 분석하였다. 제안된 모델은 6개의 질량체, 9개의 스프링 및 11개의 댐퍼로 이루어져 있으며, 해석에 사용된 값은 Feng 등의 데이터를 바탕으로 이소골의 진동특성과 유사한 결과를 얻을 수 있도록 PSpice의 파라미터 스위치를 이용하여 값을 도출하였다[8]. 시뮬레이션을 통하여 이소골에 장착된 DFMT의 진동막의 강성 계수 변화에 따른 진동특성을 고려하여 DFMT 구조물의 물성치를 도출하고, 이를 이용하여 실제 제작된 DFMT를 사체에 이식하여 실험을 수행한 결과와 비교하였다.

II. 중이 이식형 보청기의 전자기 플로팅매스 트랜스듀서

전자기 트랜스듀서 방식은 그림1의 (a)에서와 같이 코일과 영구 자석을 이용하는 것으로서 코일 내에 자석이 놓여 있는 FMT가 대표적인 예라 할 수 있다. 플로팅매스 진동체의 한 종류인 DFMT의 경우, 코일에 전류를 흘리면 발생하는 로렌츠 힘은 코일과 자석에 크기는 같고 방향은 반대인 작용반작용의 힘으로 발생된다[4-7]. 발생한 힘은 진동체와 이소골의 연결부재인 클램프에 의하여 이소골로 전달되게 되는데 이식에 사용되는 클램프는 일반적으로 탄성 계수가 높은 강체이며 적은 값의 질량을 가짐으로 발생한 힘을 고스란히 이소골로 전달하게 된다. 또한, 클램프는 일반적으로 칩콜의 장각 (ILP, incus long process) 하단에 결합되게 된다[9]. 본 논문에서 플로팅매스 타입 진동체의 하나인 경북대학교에서 개발된 DFMT가 사체에 이식되었을 때의 집중 질량-스프링 모델과 등가 전기 모델을 제안하고 이를 이용한 시뮬레이션과 실제 제작 실험을 수행하였다.

A. 플로팅매스 트랜스듀서의 집중 질량-스프링 모델

DFMT는 그림1의 (b)에서와 같이 두 개의 마주보는 자석, 코일 및 두 개의 진동막으로 구성되어 있다. 이 진동체의 구동력은 마주보는 두 개의 실린더형 자석으로부터 실린더 중심축의 직각방사 방향으로 발산되는 자장과 외부의 코일이 만드는 자장 사이에서 발생하는 로렌츠 힘이다. 코일에 흐르는 전류의 방향에 따라 자석은 실린더 축을 따라서 앞 혹은 뒤로 움직이며, 코일 및 케이스는 자석과 반대방향으로 움직인다. 진동체 외부에서 바라본 자장의 방사 방향은 마주보는 자석 결합면의 중심에서 대칭임으로 외부 환경자장의 간섭을 받지 않으며 마주보는 자석에서 발산되는 자장은 코일의 전류와 완전 쇄교함으로 코일의 전류를 줄일 수 있는 장점이 있다[4]. 또한, 제작 과정에서 요구되는 진동특성에 따라 진동막의 강성의 조절이 가능하며 제작된 DFMT의 구조를 그림1의 (b)에 나타내었다. 제작된 DFMT는 그림1의 (c)에서와 같은 기계 등가로 표현이 가능하며, 이 기계모델의 운동 방정식은 식은

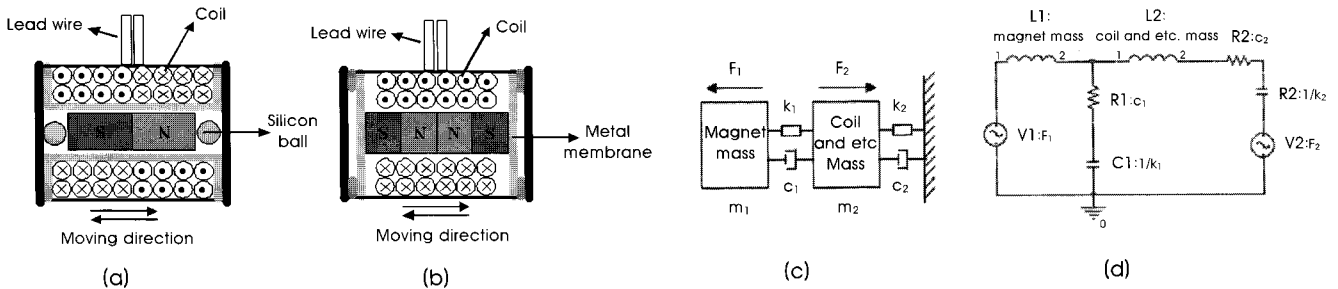


그림 1. (a)FMT의 구조, (b) DFMT의 구조, (c) FMT 및 DFMT의 집중 질량-스프링 모델 및 (d) 전기 등가 회로

Fig. 1. (a) The structure and components of the FMT, (b) the structure and components of the DFMT, (c) its simplified lumped mechanical model, and (d) the equivalent electrical model.

표 1. 전기계와 기계계의 등가 관계[10]

Table 1. Equivalent relationship between mechanical system and electrical system.[10]

Electrical system	Mechanical system
Voltage, V [V]	Force, F [N]
Current, I [A]	Velocity, [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]

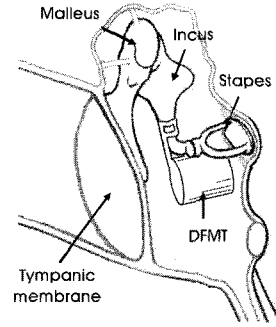


그림 2. 침골에 장착된 진동체의 모습

Fig. 2. Schematic of the implanted DFMT in the attachment on incus.

$$m_1 \ddot{x}_1(t) + c_1 (\dot{x}_1(t) - \dot{x}_2(t)) + k_1 (x_1(t) - x_2(t)) = F_1 \quad (1)$$

$$m_2 \ddot{x}_2(t) + c_2 \dot{x}_2(t) + c_1 (\dot{x}_2(t) - \dot{x}_1(t)) + k_2 x_2(t) + k_1 (x_2(t) - x_1(t)) = F_2 \quad (2)$$

이다. m_1, m_2, k_1, k_2, c_1 및 c_2 는 각각 자석의 질량, 케이스의 질량, 진동막 또는 진동 실리콘 볼의 강성, 인출선의 강성, 코일의 템퍼 및 케이스의 템퍼에 해당하는 값들이다. x_1 과 x_2 는 자석의 변위와 케이스의 변위, F_1 와 F_2 는 크기는 같고 방향은 반대인 힘을 나타내며, 이 힘의 근원은 전자기력에 의하여 생성되는 작용 반작용의 힘이다. 유도된 운동방정식은 표 1의 전기-기계 등가관계에 의해 수동소자로 표현한 미분방정식으로 변환 가능하며 키르히호프 전압법칙에 의해 유도된 전기 모델은 그림 1의 (d)에서와 같다.

B. 이소골과 결합된 진동체의 집중 질량-스프링 모델

모델링 시에 고막, 추골, 침골, 등골과 인대들의 질량 값을 인간 귀의 평균적인 질량 값을 사용하였으며, 강성계수와 땀펄계수 값

은 Feng[8] 등의 논문에 제안된 값을 준용하여 실제 인간 귀의 특성을 잘 반영할 수 있도록 PSpice의 파라미터 스위치를 이용하여 산출된 값을 적용하였다. 제작된 DFMT의 부착 위치는 그림 2에서와 같이 상용화된 Sound Bridge (MED-EL Co.)에서 시술되는 방법처럼 ILP로 한정하였으며[8], DFMT가 ILP에 장착되었을 경우에 대한 집중 질량-스프링 모델은 그림 3에서와 같다. 진동체는 그림 3에서와 같이 클램프를 통하여 ILP에 장착되며, 연결에 사용된 클램프는 아주 높은 강성계수를 가짐으로 침골의 질량과 DFMT 케이스의 질량이 하나로 연결된 상태로 볼 수 있다. 이 기계적 모델을 전기적 등가회로로 만들기 위한 운동방정식의 표현은 수식 3에서와 같으며, [M], [C], [K], [X] 및 [F]는 각 질량, 땀펄, 강성, 변위 및 힘에 해당하는 행렬이다. 또한, 각 행렬은 인덕터, 저항, 커패시터, 전류 및 전압에 상응하는 수동소자와 전기적 기호로 표현이 가능하며, 이러한 과정으로 변환된 전기 등가모델을 그림 4에 나타내었다. 변환된 전기 등가모델은 침골과 케이스의 질량에 해당되는 전기모델 변수 L6과 L2의 직렬 연결된 구조로 볼 수 있고, 이는 연결부재인 클램프가 완전한 강체임을 가정한 경우이다.

$$[M][\ddot{X}] + [C][\dot{X}] + [K][X] = [F] \quad (3)$$

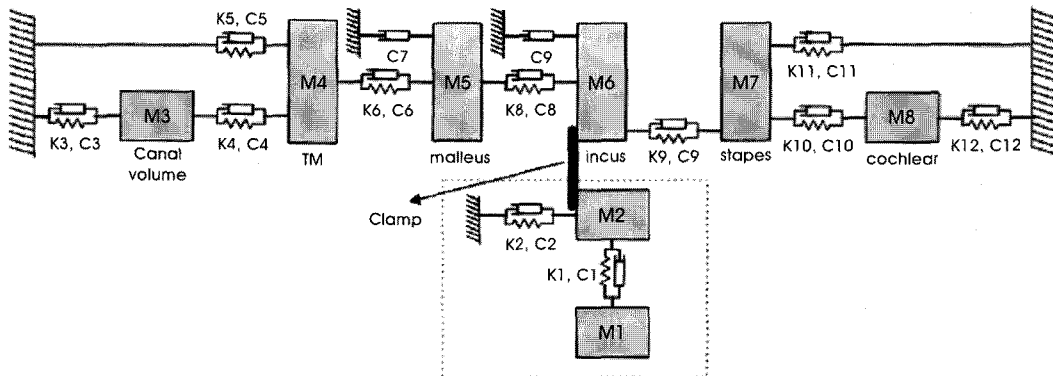


그림 3. 이소골과 결합된 DFMT의 집중 질량-스프링 모델

Fig. 3. Lumped mechanical model of the implanted DFMT in the attachment on ossicular chain.

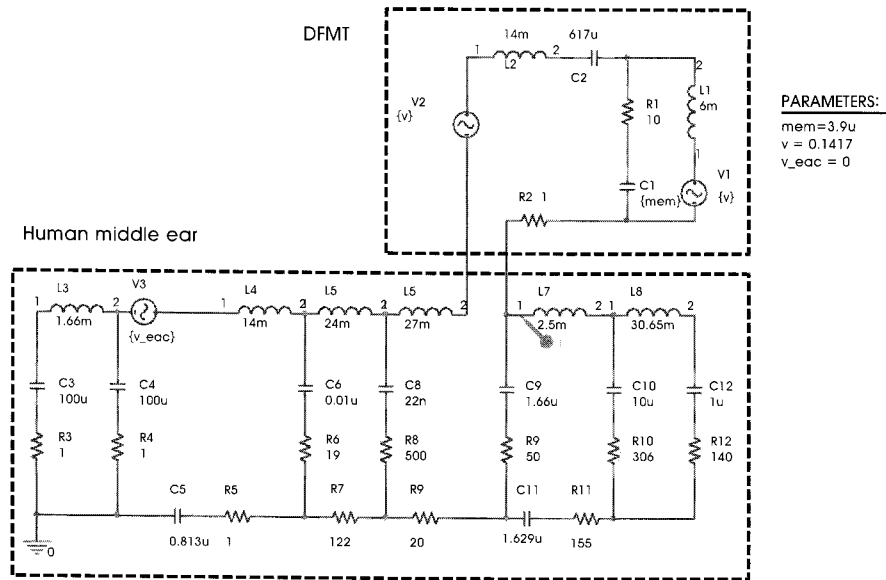


그림 4. 이소골과 결합된 진동체의 전기등가 모델

Fig. 4. The schematic of an equivalent electrical model for the lumped human auditory peripherals where the DFMT is implanted on the middle ear ossicle.

그림 4의 V1, V2는 DFMT를 전류로 구동하였을 경우에 대한 작용 반작용의 힘이고, V3는 고막에 가해진 음압에 해당되며, 시뮬레이션은 고막에 가해진 음압이 94 dB SPL인 경우에 대하여 수행되었다. 등골의 전기 등가변수인 L7에 흐르는 전류는 등골의 진동속도이다.

환하였고, 이를 PSpice에서 시뮬레이션을 수행하였다. 전기적 해석 방법은 전류로 구동되는 전자기 구동 방식의 진동체를 설계하고 이의 특성을 예상하여 볼 수 있는 용이한 방법이라 할 수 있다.

III. 시뮬레이션

제안된 집중 질량-스프링 모델은 DFMT, 인간의 이소골 및 두가지 결합된 구조에 대한 것으로 운동방정식을 세운 후 전기-기계 등가관계에 의하여 전기 수동소자로 표현되는 미분방정식으로 변

A. 플로팅매스 트랜스듀서의 해석 결과

이식형 인공중이용 진동체가 가져할 중요한 특성은 진동력의 크기와 주파수 특성이라 할 수 있다. 진동력의 경우는 체외기의 존재 유무나 완전 이식형의 경우 배터리의 성능 향상에 따라 같은 진동체라도 진동력을 향상시킬 수 있으므로 진동체의 주파수 특성을 제어함이 더욱 중요한 문제라 할 수 있다. 실제로 진동체의 주파수에 따른 진동특성은 이소골의 특성과 유사함이 가장 바람직하며,

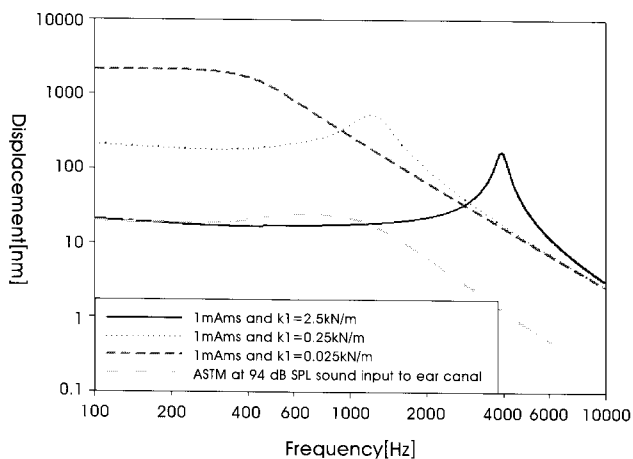


그림 5. 진동막의 강성계수에 따른 DFMT의 진동변위 특성
Fig. 5. Displacements of the DFMT as changing vibration membrane.

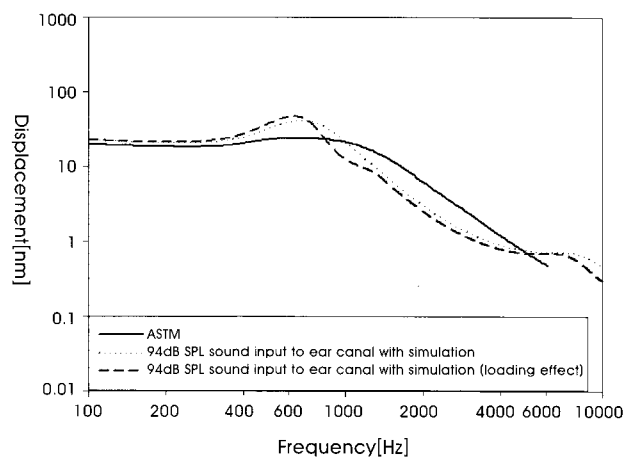


그림 6. 이소골의 진동변위 특성
Fig. 6. The simulated stapes displacements.

표 2. 시뮬레이션에 사용된 변수 값
Table 2. Parameters of the model.

Stiffness[N/m]		Damping factor[N·sec/m]	
k1	333	c1	0.003
k2	20,000	c2	0.5
k3	94,740	c3	1.74
k5	1,000,000	c4	0.05
k6	167	c5	0.359
k8	623	c6	0.00028
k11	0.25	c7	0.02
k12	250	c8	0.00004
		c9	0.1
		c10	0.1
		c11	0.001
		c12	0.01

이는 가청 주파수 대역에서 고른 이득을 얻기 위함이다. DFMT의 구성요소 중 진동막의 강성계수를 변화하며 주파수특성을 시뮬레이션 하였으며, 이를 ASTM standard 에서 규정된 등골의 진동변위 특성과 비교하여 그림 5에 나타내었다[11]. 시뮬레이션에 사용된 자석, 케이스 질량은 각 6, 14 mg이며, 인출선의 강성계수는 1.6 N/m이다. 진동막의 강성 계수는 각 2.5, 0.25, 0.025 kN/m의 값으로 시뮬레이션 하였으며, 0.25 kN/m의 값에서 1 kHz 부근의 공진을 가지는 인간의 이소골 진동 특성과 가장 유사한 주파수 특성을 가짐을 알 수 있다.

B. 이소골과 결합된 플로팅매스 트랜스듀서의 해석 결과

제안된 인간의 귀와 이식된 진동체의 모델에 대한 시뮬레이션을 통해 진동체를 달기 전 후의 등골의 진동변위 특성을 구하였다. 외이도의 부피, 고막, 추골, 침골, 등골 및 내이의 질량은 인간의 귀가 가지는 평균 질량 값을 이용하였으며, 값은 각 1.66, 14, 24, 27, 2.5 및 30.65 mg이다. 기계 모델에 사용된 강성계수와 댐핑계수를

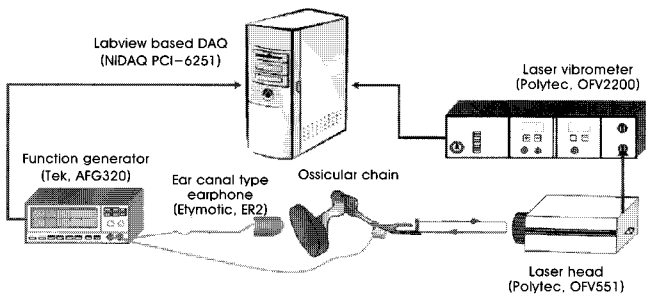


그림 7. 음압과 DFMT구동에 의한 등골의 진동 특성 측정장치
Fig. 7. Measurement equipments of stapes vibration displacements by sound pressure and DFMT.

표 2에 나타내었다. 그림 5에 DFMT를 이식하기 전 94 dB SPL 음압에 대한 등골의 진동 변위를 ASTM standard 와 비교하였으며, 이식 후 예상되는 무게효과를 도시하였다.

IV. 실험 및 결과

제안된 모델의 타당성을 검증하기 위하여 시뮬레이션 결과와 제작된 DFMT의 성능 평가결과 및 사체의 측두골을 이용한 실험을 비교하였다. 사체 실험에는 적출된 3개의 측두골과 자체 제작된 DFMT 가 사용되었으며, 실험을 위한 장치의 구성은 그림 7에서와 같다. 음향신호의 발생과 DFMT의 구동을 위해 신호생성기는 AFG320 (Tektronics Inc.) 이 사용되었으며, 이는 Labview 프로그램을 이용하여 PC 인터페이스되어 자동적으로 가청대역 주파수를 측정하도록 되었다. 발생된 음향신호는 오디오그램 측정용 이어폰인 ER2 (Etymotic Research, Inc.) 와 연결되어 고막으로 인가된다. 레이저 진동측정기 (OFV-551, Polytec.)에 의해 측정된 등골의 진동변위는 GPIB로 PC와 인터페이스된 PCI-6251 (NI Co.)에 의하여 수집되었다. 제작된 DFMT와 사체에 장착된 사진 및 실제 실험장치를 그림 8에서 나타내었다. 제작된 DFMT의 직경은 2.0 mm, 길이는 1.8 mm 이며, 무게는 20 mg 이다. 또한 이소골과 결합을 위해 제작된 클램프는 2 mg의 무게와 100 um의 두께를 가지며, 강성도가 193 GPa 인 SUS316L의 재질로 제작되었으므로 완전강체라 가정할 수 있다[12]. 그림 9에서는 제작된 DFMT의 주파수 특성을 조사하기 위하여 DFMT를 플로팅 시킨 상태에서 측정된 진동변위와 시뮬레이션 결과를 비교하여 나타내었다.

사체의 고막에 94 dB SPL의 음압을 인가하여 등골의 진동 변위를 조사하고 ILP에 클램프를 이용하여 제작된 DFMT를 부착 후 1 mA_{rms} 로 구동한 뒤 등골의 진동 변위를 측정하여 시뮬레이션 결과와 비교하여 그림 10에 나타내었다.

실험 결과에 의하면 94 dB SPL의 음압을 주었을 때 시뮬레이션된 결과와 레이저 진동 측정기를 이용한 사체 실험 측정치는 거의 유사한 결과를 보였다. 그러나 진동체에 전류를 인가한 시뮬레이

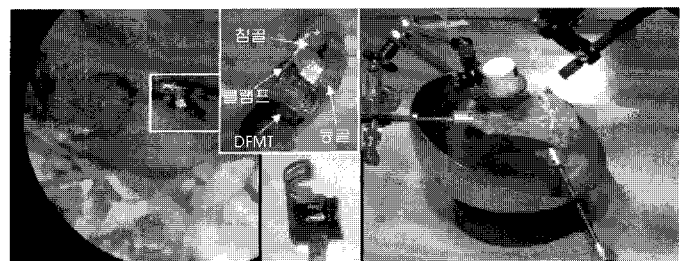


그림 8. 이소골에 장착된 DFMT와 실험 사진
Fig. 8. Photographs of vibration measurement setup and DFMT attached on ILP.

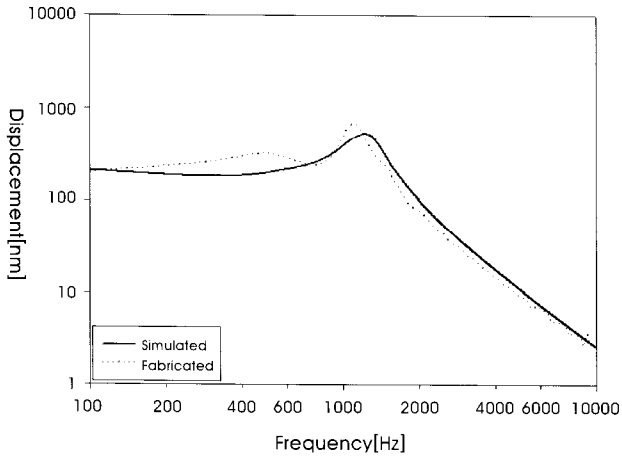


그림 9. 제작된 DFMT의 진동변위 특성
 Fig. 9. The DFMT displacements in both cases of simulated and fabricated.

선 결과와 사체 실험 측정치 사이에 200 Hz 이하의 아주 낮은 저주파 영역에서 오차를 보인다. 이는 방진용 실험테이블의 셋팅에서 발생하는 것으로 작은 진동 변위를 측정하는 실험에서 자주 발생할 수 있는 오차이지만 관심이 되는 600 Hz 이상의 가청 주파수 대역의 범위가 아님으로 큰 의미를 가지지는 않는다고 할 수 있다. 그리고 진동체에 0.7 mA_{rms} 인가한 경우가 94 dB SPL의 외이도 음압을 인가한 경우보다 600 Hz 이하의 낮은 주파수에서 작은 변위를 보이며, 1 kHz 부근의 공진 주파수에서는 높은 변위를 2 kHz 이상의 높은 주파수에서는 유사한 정도의 변위를 가지며, 이는 시뮬레이션과 사체를 이용한 실험에서 모두 비슷한 양상을 보인다.

V. 고찰

그림 9의 결과에서 보듯이 DFMT의 자체 특성만을 비교한 결과에서는 근소한 범위 내에서 유사한 특성을 가지며 1 kHz 근처에서 공진하는 특성을 가진다. 이는 이소골 구동용 중이 이식형 보청기의 진동체가 가져할 진동특성에 잘 부합되는 결과이며, 제안된 모델이 플로팅매스 진동체의 구성요소들의 특성을 잘 반영하고 설계에 이용될 수 있음을 알 수 있다. 그림 10의 진동체와 이소골이 결합된 구조에 대한 실험결과에서 이소골의 ILP에 장착되는 FMT 방식의 경우 800 Hz 이하에서 낮은 이득을 가지며 그 이상에서 높은 이득을 가진다. 이는 일반적인 플로팅매스 진동체의 특성이라 할 수 있으며, 실험에 사용된 DFMT의 경우 600 Hz 이상에서는 0.7 mA_{rms}의 전류만으로도 94 dB SPL의 음압이 외이도로 삽입 되었을 때와 유사한 등골의 진동변위를 발생시킬 수 있었다. 시뮬레이션 결과와 사체 실험 결과에서 발생한 수 dB 정도의 차이는 사체 실험을 수행함에 있어 진동체의 인출선을 처리하는 방법 혹은 ILP와 클램프의 결합강도 등에 의한 것으로 보인다.

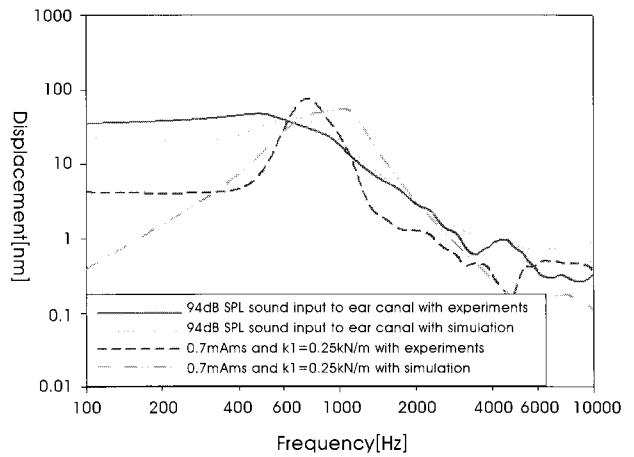


그림 10. 이소골에 이식된 DFMT의 구동에 의한 등골의 진동변위
 Fig. 10. The stapedial footplate displacement driven by implanted DFMT in both cases of simulated and fabricated.

VI. 결론

본 논문에서는 인간의 이소골에 이식된 DFMT에 대한 집중-질량 스프링 모델을 제안하였고, 이를 전기 모델로 변환하여 PSpice를 이용하여 진동 특성을 분석하였다. 시뮬레이션 결과를 바탕으로 적합한 진동매스의 물성치를 얻고 실제 제작된 진동체를 사체에 이식하여 실험을 수행하여 시뮬레이션 결과와 사체 실험 결과를 비교하였다. 이를 통해 제안된 모델이 근소한 범위 내에서 실험 결과와 유사함을 보였고, 플로팅매스 형태의 진동체를 설계하고 이러한 진동체를 이소골에 이식된 후 진동 전달 특성을 예측하는데 유용함을 확인하였다.

참고문헌

- [1] H. H. Kim, D. M. Barrs, "Hearing aids: A review of what's new," *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, vol.134, no.6, pp.1043-1050, 2006.
- [2] R. Goode, M. Rosenbaum, and A. Maniglia, "The history and development of the implantable hearing aids," *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol.28, pp.1-6, 1995.
- [3] Chasin, "Current trends in implantable hearing aids," *Trends in Amplification*, vol.2, no.3, pp.84-107, 1997.
- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] M. K. Kim, Y. H. Yoon, I. Y. Park, J. H. Cho, "Design of differential

- electromagnetic transducer for implantable middle ear hearing device using finite element method," *Sensors and Actuators A*, vol.130-131, pp.234-240, 2006.
- [7] M. W. Kim. "Design of differential floating mass transducer for fully-implantable middle ear hearing devices using electrical model," *ITC-CSCC*, 2006.
- [8] B. Feng, R. Z. Gan, "Lumped parametric model of the human ear for sound transmission," *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, pp.33-47, Springer-Verlag, Berlin, 2004.
- [9] A. J. Needham, D. Jiang, A. Bibas, G. Jeronimidis, and A. Fitzgerald O'Connor, "The Effects of Mass Loading the Ossicles with a Floating Mass Transducer on Middle Ear Transfer Function," *Otology & Neurotology*, vol.26, pp.218-224, 2005.
- [10] J. Zwislaki, *handbook of mathematical psychology*, John Wiley and Sons Incorporation, New York, 1965.
- [11] <http://www.astm.org>, ASTM International, USA.
- [12] <http://www.silicolloy.co.jp>, SI TECHNO CO., Japan