

청각모델을 이용한 이식형 인공중이 시스템의 신호 전달 특성 해석

송병섭* · 조진호**·***

*경북대학교 센서기술연구소, **경북대학교 전자전기컴퓨터학부, ***경북대학교 의과대학 의공학교실
(2002년 2월 20일 접수, 2002년 6월 3일 채택)

Analysis of Signal Transfer Characteristics of Implantable Middle Ear System using Acoustic Model

Byung-Seop Song, Jin-Ho Cho

*Sensor Technology Research Center, Kyungpook National University,

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

***Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Kyungpook National University

(Received February 20, 2002. Accepted June 3, 2002)

요약 : 이식형 인공중이는 음질과 주파수 특성이 우수하며 기존의 공기진도형 보청기가 가지는 고이득에서의 왜곡과 음향 피드백에 의한 링잉 현상을 해소할 수 있어 차세대 보청기로 주목받고 있다. 특히 두 개의 영구자석을 같은 극끼리 접착한 후 코일내부에 위치시킨 차동 전자 트랜스듀서 방식의 이식형 인공중이는 외부의 자기장에 대해 영향을 받지 않으며 진동효율이 높고 자석과 코일의 간격조정이 필요 없는 동시에 주파수 응답특성이 우수하다. 본 연구에서는 이식형 인공중이에 사용하기 위해 개발된 차동 전자 트랜스듀서의 음향 모델을 구현한 후 정상인의 귀의 청각 모델에 적용시켜 트랜스듀서를 통하여 내이로 전달되는 신호의 주파수 특성을 해석하였다. 해석된 결과를 정상인의 귀의 주파수 특성과 비교함으로써 인공중이를 사용할 경우와 정상인의 귀와의 신호전달 특성 차이를 조사하였고 이를 통하여 정상인의 청각특성에 가까운 신호를 전달시킬 수 있는 인공중이의 설계가 가능하도록 하였다.

Abstract : The IME(implantable middle ear) system is promising due to its ability to free from sound feedback and produce a good sound quality and intelligibility with low distortion even if it is operated with high gain for severe hearing impaired. The differential electromagnetic vibration transducer, which was developed for using in IME system and has two small magnets attached the same pole facing in the coil, is not influenced by environmental external magnetic field. Besides, it has high vibration efficiency and good frequency response characteristics. In this paper, using acoustic model of the transducer and ear model of normal person, the signal transfer characteristics of the IME system are analyzed and investigated. From the differences of the characteristics between normal ear and the IME system, it is possible that design of the IME system that have the signal transfer characteristics similar to normal person's ear.

Key words : Ear Model, Sound Transmission, Implantable middle ear

서 론

현재 난청자들이 사용하는 공기진도형 보청기는 공기를 통해 전달되는 음성신호를 마이크로폰을 이용하여 전기신호로 변

환한 후 신호처리하고 소형 스피커를 이용하여 다시 공기진동의 형태로 변환하여 소리를 고막에 전달하게 된다. 이와 같이 두 차례의 에너지 변환과정을 거치게 되므로 신호의 왜곡이 발생하기 쉽고 특히, 고도 난청자 또는 감음신경성 난청자의 경우 신호처리시 주파수가 높은 대역에서의 이득을 크게 하여야 하므로 음향 왜곡에 의한 링잉(ringing) 현상이 발생할 가능성이 매우 높다. 이에 비하여 이식형 인공중이 시스템(implantable middle ear system)은 음성신호를 신호 처리한 후 외이도와 고막을 거치지 않고 이소골 내에 이식된 진동 트랜스듀서를 이용하여 바로 중이 또는 내이 입구를 진동시켜서

본 연구는 보건복지부 선도기술의료공학기술개발사업(과제번호 HMP-98-G-3-060)의 지원에 의하여 이루어진 것임.

통신저자 : 조진호, (702-701) 대구시 북구 산격동 1370번지

경북대학교 전자전기컴퓨터학부

Tel. (053) 950-5538, Fax. (053)959-5538

E-mail. jhcho@ee.kmu.ac.kr

난청환자가 소리를 인식할 수 있도록 하는 시스템이다. 이와 같이 이식형 인공중이 시스템은 트랜스듀서의 진동으로 소리를 전달하게 되므로 음향 제한에 의한 링잉 현상이 일어날 수 없는 구조를 가진다. 따라서 기존 보청기에 비해 왜곡이 적을 뿐 아니라 주파수 특성이 우수하고 음의 명료도도 높아 거의 자연음에 가까운 신호를 전달할 수 있는 장점이 있어 차세대 청각보조기로 주목을 받고 있다[1-5].

이식형 인공중이는 체내에 이식되어 직접 신호를 내이에 전달하는 진동 트랜스듀서에 따라 그 성능에 큰 차이를 보이게 된다. 현재까지는 세라믹 바이모ρφ(ceramic bimorph)를 사용하는 압전 방식(piezoelectric type)과 코일과 영구자석을 사용하는 전자 방식(electromagnetic type)의 트랜스듀서가 주로 사용되고 있으며 전자기 방식의 경우 비교적 구조가 간단하고 주파수 특성이 우수하며 진동효율이 높은 것으로 보고되고 있다. 최근 미국의 Symphonix Device사에서는 코일의 내부에 영구자석을 위치시킨 구조를 가지는 FMT(floating mass type) 전자 트랜스듀서를 제안하였으며 이는 주파수 특성이 우수하면서도 효율이 높아서 작은 크기로 구현 가능하다[6-7]. 그리고 국내에서는 FMT 전자 트랜스듀서의 우수한 성능을 가지면서 외부 자기장에 큰 영향을 받지 않는 차동 전자 트랜스듀서를 개발함으로써 보다 효율적이고 안전한 트랜스듀서의 구조를 제안한 바 있다.[8-9]

한편, 현재까지의 세계적인 인공중이에 대한 연구는 주로 고효율, 초소형의 진동 트랜스듀서의 개발에 집중되어왔다. 그 이유는 인공중이의 특성상 진동 트랜스듀서는 체내의 좁은 중이강 내에 설치되고 전원을 사용하지 않기 때문에 매우 작은 크기로 구현할 수 있으면서 효율이 높고 충분한 이소골 구동능력을 가져야 하기 때문이다. 그러나 진동 트랜스듀서를 이소골에 이식할 경우 무게효과에 의하여 중이의 신호 전달 특성에 영향을 미칠 수 있으므로 트랜스듀서 이식에 따른 청각의 주파수 특성에 대한 평가가 필요하다. 그리고 감음신경성 난청자의 경우에는 외이 및 고막을 통한 신호 전달 경로가 건강한 상태인 경우가 대부분이기 때문에 트랜스듀서를 이소골에 설치하게 되면 두 개의 신호 전달 경로가 생기게 되기 때문에 신호의 중첩에 의한 간섭이 발생할 가능성이 있다. 그러므로 이러한 신호 전달 과정에서의 청각 특성 변화를 트랜스듀서 또는 신호 처리 회로의 설계에 적용시켜야만 정상의 귀가 전달하는 자연음에 가까운 소리를 전달시킬 수 있는 인공중이의 제작이 가능하다.

본 논문에서는 음향모델을 이용하여 차동 전자 트랜스듀서를 이용한 이식형 인공중이 시스템의 신호 전달 특성을 해석하였다. 이를 위하여 트랜스듀서의 기계-음향모델을 구현하였고 이를 정상인 귀의 청각모델에 적용시킴으로써 인공중이를 설치한 경우의 신호 전달 특성을 조사하였다. 그리고 인공중이 사용시와 정상인의 귀의 신호전달 특성의 차이 및 두 가지의 신호가 동시에 전달될 때의 신호 전달 특성을 조사하였다. 이를 통하여 정상인의 귀에 가까운 신호 전달 특성을 가져서 정상인의 청각에 가까운 소리신호를 전달할 수 있는 이식형 인

공중이의 설계가 가능하도록 하였다.

인공중이와 차동 전자 트랜스듀서의 구조 및 특징

이식형 인공중이 시스템은 체외기와 체내기로 구성되며 체외기는 마이크로폰과 신호처리부 및 송신코일로 이루어져 있고 체내기는 수신코일과 검파회로 및 트랜스듀서로 이루어진다. 마이크로폰을 통해 입력된 소리신호는 난청자의 청각특성에 맞도록 증폭 및 필터링 등의 신호 처리된 다음 라디오 주파수로 변조되어 송신코일을 통해 피부를 경유하여 체내기로 전달된다. 체내기에서는 수신코일을 이용하여 수신된 변조신호를 검파하여 원래의 소리신호를 복원한 다음, 이 신호를 진동 트랜스듀서로 전달한다. 중이의 이소골에 이식되는 진동 트랜스듀서는 전달된 소리신호와 같은 형태의 진동을 발생시킴으로써 중이를 진동시켜 내이로 소리신호를 전달하게 되며 난청자가 소리를 인식하게 된다. 이와 같은 이식형 인공중이 시스템 구조를 그림 1에 나타내었다.

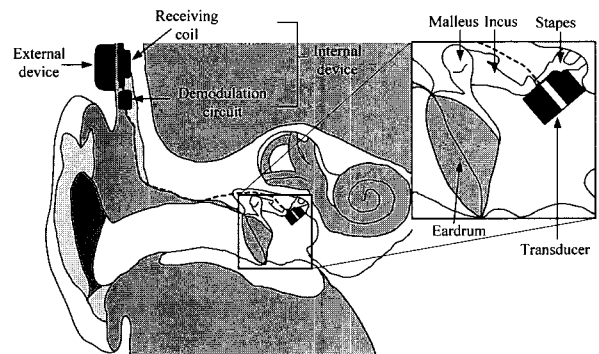


그림 1. 이식형 인공중이 시스템 구조

Fig. 1. Structure of the implantable middle ear system.

한편, 이식형 인공중이 시스템의 각 구성요소 중에서 트랜스듀서가 가장 중요한 역할을 한다. 왜냐하면 이는 전체 시스템의 마지막 부분으로서 몸 속에 이식되어 체내로 직접 신호를 전달하는 부분이기 때문이다. 또한 트랜스듀서는 좁은 중이강 내에 이식될 수 있도록 작은 크기로 구현될 수 있어야 하고 충분한 이소골 구동능력을 가져야 한다. 그러므로 이식형 인공중이 시스템의 성능은 트랜스듀서의 특성에 크게 의존한다고 할 수 있다. 현재까지 여러 가지 방식의 인공중이가 개발되었으며 그 중 국내에서 제안된 차동 전자 트랜스듀서는 진동효율이 높고 주파수 특성이 우수하며 외부의 자기장에 영향을 받지 않는 우수한 트랜스듀서로 보고되고 있다[8-9]. 차동 전자 트랜스듀서는 코일내부에 같은 극끼리 마주 붙인 두 개의 실린더형 영구자석을 위치시킨 후, 진동막과 티타늄 링을 이용하여 코일과 자석을 비접촉으로 고정시킨 형태를 가지고 있다. 이는 코일 내부에 영구자석을 위치하기 때문에 누설자속을 줄일 수 있어 효율이 높고, 두 개의 영구자석을 같은 극끼리 마

주 붙인 구조를 가지므로 외부의 자기장에 대하여 발생하는 진동을 상쇄시킬 수 있는 장점이 있다.

청각 모델링을 통한 신호 전달 특성 해석

이식형 인공중이 시스템의 트랜스듀서는 이소골에 설치되어 소리에 해당하는 전기신호에 따라 진동을 일으킴으로써 소리신호를 내이로 전달하는 역할을 한다. 일반적으로 인공중이에 있어서 소리신호는 그림 1에서와 같이 귀 뒤에 거치 되는 체외기의 마이크에 의해서 입력되어서 외이도, 고막, 및 중이를 거치지 않고 직접 등골에 설치된 트랜스듀서에 전달된다. 그런데, 이식형 인공중이의 적용 대상자는 대부분 감음신경성(sensorineural) 난청자이므로 외이 및 중이의 신호 전달 경로가 건강 한 경우가 많다. 이러한 경우 등골에서는 두 개의 경로를 통해 전달된 신호가 합쳐져서 중첩이 생기며 이에 따른 간섭이 발생할 수 있다.

그리고 트랜스듀서를 이소골에 이식할 경우 무게효과에 의하여 중이의 신호 전달 특성에 영향을 미칠 수 있으므로, 트랜스듀서 이식에 따른 청각의 주파수 특성에 대한 정확한 평가가 필요하다. 또한 인공중이가 자연음에 가까운 소리를 전달하려면 트랜스듀서의 무게효과에 따른 청각 특성 변화를 트랜스듀서 또는 신호 처리 회로의 설계에 적용시켜 인공중이가 원래의 귀의 신호 전달 특성에 가까운 신호 전달 특성을 가지도록 설계하여야 한다.

이를 위하여 본 논문에서는 이식형 인공중이의 트랜스듀서가 설치되었을 때의 외이 및 중이의 청각모형을 구하여 신호 전달 특성을 조사하고 이를 정상인 귀의 신호전달 특성과 비교할 필요가 있다. 또한 트랜스듀서를 중이내에 설치하였을 때 발생하는 트랜스듀서에 의한 신호 전달과 외이 및 중이를 통한 신호 전달 등 두가지 신호의 중첩에 의한 영향을 관찰할 필요가 있다.

1. 트랜스듀서의 기계 및 음향모델

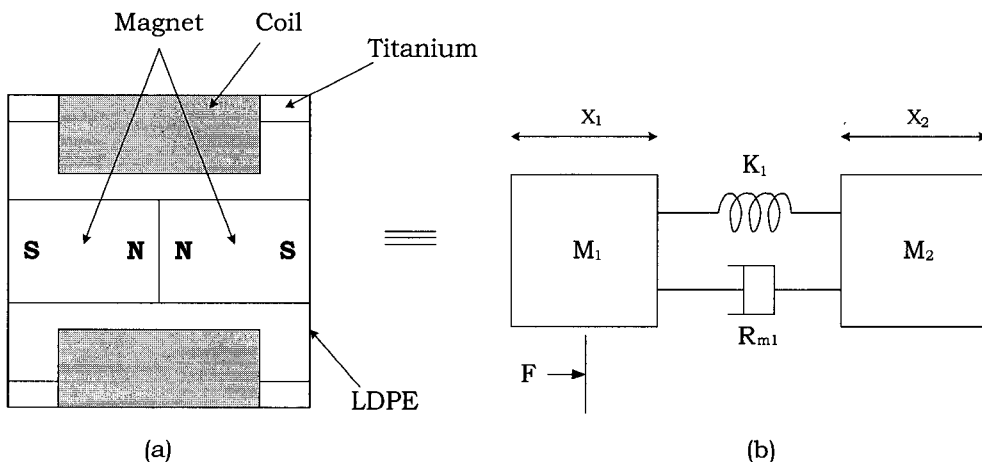


그림 2. 차동 전자 트랜스듀서 기계적 등가 모델링
Fig. 2. The mechanical equivalent modeling of differential electromagnetic transducer

차동 전자 트랜스듀서는 그림 2(a)와 같이 매우 얇고 신축성이 좋은 저밀도 폴리에틸렌(low density poly-ethylene) 탄성체가 자석과 코일사이를 지지하고 있다. 저밀도 폴리에틸렌은 막 형태를 띠고 있으나 탄성체의 크기 및 양방향으로 가해지는 힘을 고려할 때 스프링과 같은 특성을 가진다고 볼 수 있다. 그리고 탄성체의 질량이 자석이나 코일에 비해 매우 작으므로 이를 무시한다면 두 개의 질량이 스프링으로 연결된 형태의 모델인 그림 2(b)와 같이 등가화 할 수 있다.

여기서, M_1 은 자석의 질량, M_2 는 코일과 티타늄 리의 합 질량, K_1 은 탄성체의 강성(stiffness), R_{m1} 은 탄성체의 기계적 저항이다. 이와 같은 형태의 진동체 모델은 반항정계, 혹은 불구속계로 정의할 수 있으며 2차계 진동 형태로 해석이 가능하다[10-11]. 외력을 받는 2 자유도계 (two degree of freedom system)의 운동 방정식은 Newton의 제 2법칙에 의해

$$\begin{bmatrix} M_1 & 0 \\ 0 & M_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{x}_1 \\ \ddot{x}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} R_{m1} & -R_{m1} \\ -R_{m1} & R_{m1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} K_1 & -K_1 \\ -K_1 & K_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F \\ 0 \end{bmatrix} \quad (1)$$

과 같이 주어진다. 여기서 M_1 은 자석의 질량, M_2 는 자석이 외의 트랜스듀서의 질량, K_1 은 탄성체의 강성 (stiffness), R_{m1} 은 탄성체의 기계적 저항 (mechanical resistance), x_1 과 x_2 는 M_1 과 M_2 의 변위, F 는 코일에 전류를 흘렸을 때 발생하는 힘을 나타낸다. 인가된 힘 F 를 정현파로 가정하면

$$F = F_0 e^{j\omega t} [N] \quad (2)$$

로 나타낼 수 있고, 이에 대한 변위 $x(t)$ 는

$$x(t) = \begin{bmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_1 \\ A_2 \end{bmatrix} e^{j\omega t} \quad (3)$$

로 들 수 있다. F_0 및 ω 는 외력의 크기와 구동 각주파수를 나타내고 A_1 과 A_2 는 자석과 코일의 정상상태 변위 크기를 나타낸다. 식 (2)와 식 (3)을 식 (1)에 대입하여 계산하면 환경 자장 무간섭형 트랜스듀서의 공진 주파수 f_o 는

$$f_o = \frac{1}{2\pi} \sqrt{K_1 \frac{M_1 + M_2}{M_1 M_2}} \quad [\text{Hz}] \quad (4)$$

와 같이 주어진다. 그러므로 트랜스듀서의 강성 (stiffness) K_1 은

$$K_1 = (2\pi f_o)^2 \frac{M_1 M_2}{M_1 + M_2} \quad [\text{N/m}] \quad (5)$$

이다. 그리고 트랜스듀서의 진동특성이 임계 감쇠(critical damping)를 가진다고 가정하면 탄성체의 기계적 저항 R_{m1} 은

$$R_{m1} = 4\pi f_o \frac{M_1 M_2}{M_1 + M_2} \quad [\text{kg/sec}] \quad (6)$$

로 계산된다.

한편, 차동 전자 트랜스듀서의 기계적인 등가 모델을 청각 모델에 적용하기 위해서는 구해진 기계 모델을 등가 음향 모델로 전환하여야 하며 전기-기계 및 음향계의 상용관계를 이용하여 음향 모델을 구할 수 있다. 계의 변환은 변압기의 원리를 이용하며 기계계의 모델을 음향계의 모델로 변환하기 위해서는 기계 임피던스를 계 변환에 이용되는 면적의 제곱으로 나누어주면 된다. 그러므로 기계계의 작용력은 작용 면적 A 에 의해 음향계의 압력 p 로 변환된다[12]. 그러므로 기계계와 음향계 사이에는

$$p = \frac{F}{A} \quad (7)$$

$$Z_a = \frac{Z_m}{A^2} \quad (8)$$

와 같은 관계가 성립한다. 여기서, p 는 음향계의 압력, F 는 기계계의 작용력, Z_a 는 음향 임피던스, Z_m 은 기계 임피던스, A 는 작용 면적이다. 기계 모델의 각 소자의 값은 실험적인 결과를 이용하여 구할 수 있으며 음향 모델의 소자의 값은 기

계 모델 소자의 값을 식 (7)과 식 (8)에 대입함으로써 구할 수 있다.

한편, 트랜스듀서가 이식되는 부위는 등골이므로 구현된 음향 모델을 귀의 청각모델에 적용시키기 위해서는 고막을 기준으로 한 음향 임피던스 값을 구하여야 한다. 고막에서의 인가 압력은 중이를 거치면서 증폭되므로 기계 모델을 통해 구한 음향 모델의 임피던스들은 변압기의 원리를 적용하여 증폭도의 제곱을 나누어주어야만 귀의 청각 모델에 적용시킬 수 있다[13]. 그러므로 트랜스듀서의 등가 음향 임피던스 R_t , L_t , 및 C_t 는 각각

$$C_t = \left(\frac{K_1}{A^2 T_r^2} \right)^{-1} \quad [\text{F}] \quad (9)$$

$$R_t = \frac{R_{m1}}{A^2 T_r^2} \quad [\Omega] \quad (10)$$

$$L_t = \left(\frac{M_1 M_2}{M_1 + M_2} \right) / (A^2 T_r^2) \quad [\text{H}] \quad (11)$$

와 같이 계산할 수 있다. 여기서 T_r 은 중이의 증폭도이다. 이와 같은 과정을 거쳐 그림 3에 그림 2의 (b)에 나타난 트랜스듀서 기계 모델을 귀의 청각모델에 적용시킬 수 있는 음향 모델로 등가화 하여 나타내었다. 계산에 사용된 상수는 $M_1=9.28$ mg, $M_2=18.7$ mg, $f_o=1$ kHz, $T_r=17$ 및 $A=0.032$ cm²이다.

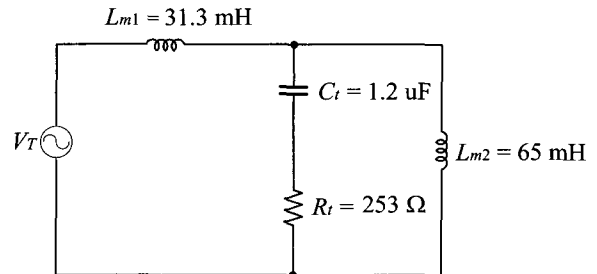


그림 3. 트랜스듀서의 등가 음향 모델
Fig. 3. The equivalent acoustic model of the transducer

2. 외이 및 중이의 청각모델

사람의 귀는 해부학적 구조에 따라 크게 외이, 중이, 및 내이로 나뉘어 진다. 외이는 귓바퀴에서 채집된 소리를 고막으로 전달하면서 약 4kHz 대역의 주파수 소리신호를 증폭시키는 공명기의 역할을 한다. 이는 외이의 길이가 약 25mm로서 4kHz 대역의 소리신호가 가지는 일차 고유진동수와 일치하기 때문이다. 한편, 중이는 추골(malleus), 침골(incus), 및 등골(stapes) 등 3개의 작은 뼈로 이루어지며 이의 역할에 대한 연구는 1930년대에 이미 시작되었다. 일반적으로 중이는 고막과 내이의 중간 매개체로서 임피던스 정합의 역할을 한다고 알려져

있다. 즉 매질이 공기인 음압이 액체를 매질로 가지는 내이에 바로 전달되면 매질의 변화에 따른 신호의 반사작용으로 손실이 발생하기 때문에 중이는 이를 보상해 주기 위하여 고막에 인가되는 음압을 증폭하여 손실 없이 내이로 전달하는 역할을 하게 된다[14]. 중이에 대한 해석은 1961년 Onchi에 의해 기계 모델로 제안된 이래 1962년 Zwislocki에 의해 5개의 블록을 가지는 음향 모델이 제안되었으며 그 이후 여러 연구자들에 의해 개선된 청각모델이 제안되었다[15-18]. 그림 4는 외이를 소리신호의 전달소자로 가정한 영국의 Lutman[19]의 외이의 등가 음향 모델과 프랑스의 Pascal[13]에 의해 제안된 중이 및 내이의 등가 음향 모델을 결합한 외이와 중이의 청각모델이다. 여기서의 C_{st} 와 R_{la} 및 C_{la} 는 일정한 값이 아닌 가변의 값을 가지게 되는데 그 이유는 매우 큰 음압이 고막을 통해 전달될 경우 내이를 보호하기 위하여 등골의 원형 인대와 등골 고정 인대의 강성과 기계적 저항이 변화하는 현상을 반영하기 위한 것이다. 그림에서 좌측의 전압원(V_a)은 입력되는 음압을 표현한 것으로 소리신호의 물리적인 압력을 전압으로 등가화시켜 계산한 것이다. 그러므로 전압원에 일정한 입력을 인가한 후 귀의 각 부분에서의 전압의 크기를 계산하면 입력에 대해 전달되는 소리신호의 크기를 계산할 수 있다. 이와 같은 원리로 청각모델을 사용하여 입력되는 음압에 대해 내이로 전달되는 신호의 크기를 주파수에 따라 계산하여 그림 5에 나타내었다. 계산에는 PSpice 8.0이 이용되었으며 가변의 값을 가지는 내이의 소자는 인공중이가 보통 전달하는 음압인 100dB SPL로 가정하여 고정하였다.

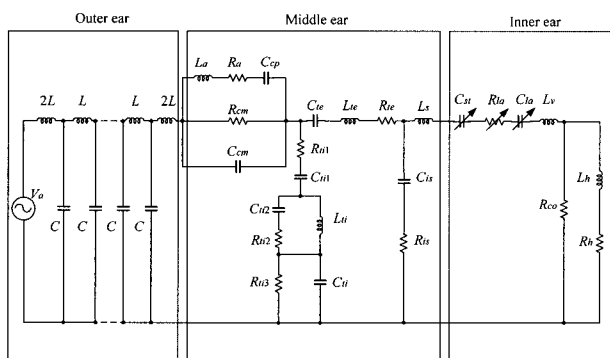


그림 4. 외이, 중이 및 내이의 청각모델
Fig. 4. The equivalent acoustic model of outer, middle, and inner ear

그림 5의 그래프를 보면 외이는 약 4 kHz대역에서 피크 특성을 가짐을 알 수 있으며 중이는 약 1.3 kHz 대역에서 피크 특성이 존재함을 볼 수 있다. 그러므로 외이와 중이를 결합한 그래프에서는 두 개의 피크 특성이 모두 존재함을 볼 수 있다. 이는 각각의 특성이 모두 나타났기 때문이며 이 그래프는 등라우드니스 곡선과 비슷함을 알 수 있다. 그러므로 청각 모델을 이용한 외이와 중이의 신호전달 특성은 귀의 특성과 거의 유사함을 알 수 있다.

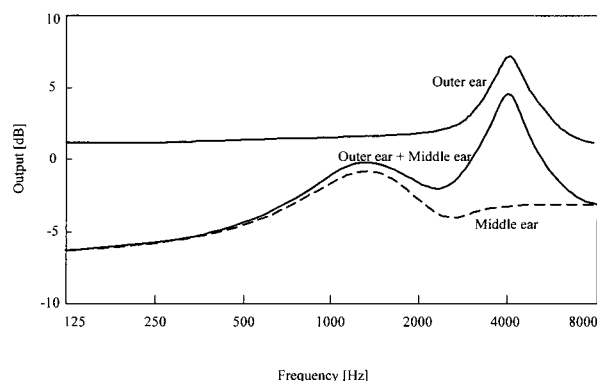


그림 5. 청각모델을 사용하여 조사한 귀의 신호전달 특성 곡선
Fig. 5. Signal transfer characteristics of ear investigated using ear acoustic model

3. 트랜스듀서를 포함한 귀의 청각모델

트랜스듀서를 중이에 설치했을 때의 신호 전달 특성을 알아보기 위하여 그림 3에서와 같은 트랜스듀서의 음향 모델을 귀의 청각 모델에 삽입시켜 내이로 전달되는 주파수 대역별 전달특성을 계산하였다. 일반적으로 차동 전자 트랜스듀서는 중이의 등골에 이식되어 사용된다. 그러므로 트랜스듀서를 등골에 설치하게 되면 등골의 질량은 원래의 질량에 트랜스듀서의 질량을 합한 것이 된다. 이러한 방법을 통하여 구한 트랜스듀서를 등골에 부착하였을 때의 귀의 청각 모델을 그림 6에 나타내었다.

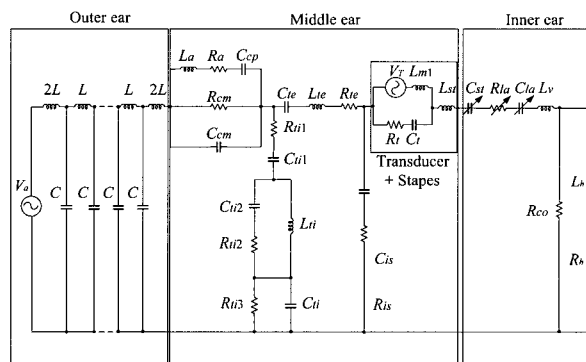


그림 6. 등골에 설치된 트랜스듀서를 포함하는 귀의 청각모델
Fig. 6. The equivalent acoustic model of the middle ear include the proposed transducer

트랜스듀서를 포함한 그림 6에서의 청각 모델에서는 전원부가 2개 있음을 볼 수 있다. 좌측의 전원 V_a 는 외이와 고막을 통해 입력되는 소리 신호 전달을 나타내고, 중앙부의 전원 V_T 는 트랜스듀서 진동력에 의한 신호 전달을 나타낸다. 그러므로 이와 같은 청각 모델을 이용하여 중이에 트랜스듀서를 설치하였을 때의 신호 전달 특성과 두 가지의 신호가 동시에 전달되었을 때의 특성을 관찰할 수 있다. 따라서 트랜스듀서를 등골

에 설치한 경우의 모델을 이용하여 트랜스듀서가 소리 신호 전달에 미치는 영향을 알아보기 위하여 고막을 통한 신호 전달이 있을 경우와 고막과 트랜스듀서를 통한 입력이 같다고 가정하고 두 신호가 동시에 입력될 때의 주파수에 대한 신호 전달 특성을 PSpice를 이용하여 계산하여 그 결과를 그림 7에 나타내었다.

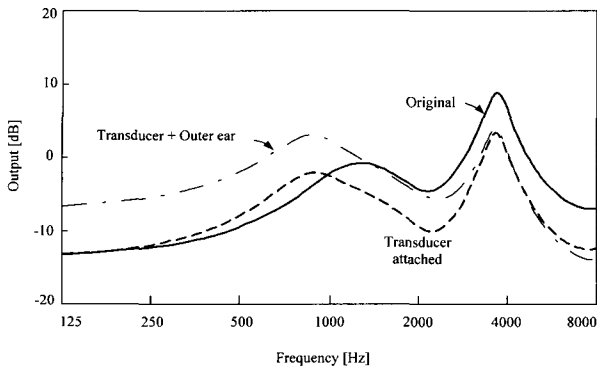


그림 7. 원래의 외이와 중이, 트랜스듀서를 등골에 설치하였을 경우, 및 트랜스듀서와 외이를 통해 동일한 크기의 신호가 입력될 경우의 신호 전달 특성 그래프

Fig. 7. Signal transfer characteristics of original outer and middle ear, the transducer is attached on stapes, and the transducer and the outer ear transmit the same signal to stapes

트랜스듀서를 등골에 설치하였을 때는 그림 7에서의 그래프와 같이 원래의 중이의 피크 특성이 1 kHz미만으로 떨어져 있음을 볼 수 있다. 그리고 1 kHz미만의 대역에서는 신호 전달 특성이 커지지만 1 kHz이상의 대역에서는 약 6 dB정도 이득이 감소함을 확인할 수 있다. 이것은 등골에 트랜스듀서를 이식함으로써 인한 무게 효과 때문이다.

한편 외이와 트랜스듀서를 통해 동시에 신호가 전달될 경우의 그래프의 신호 전달 특성을 보면 약 4 kHz 정도까지의 주파수 대역에서는 두 신호의 합에 의해 원래의 신호 전달 특성보다 큰 신호를 전달함을 알 수 있으나, 4 kHz 이상의 주파수 영역에서는 두 신호의 간섭 현상에 의하여 신호 전달 특성이 오히려 더 떨어짐을 알 수 있다. 그러므로 트랜스듀서를 등골에 설치할 경우 4 kHz이상의 주파수에서는 상쇄가 발생하고 그 이하의 주파수에서는 보강이 일어남을 알 수 있다.

실제적인 경우 트랜스듀서에 전달되는 신호의 크기는 난청자의 역치를 보상해 주기 위하여 원래의 신호 크기에 약 30~40 dB 정도의 이득을 더한 신호가 된다. 이러한 경우의 신호 전달 특성은 거의 트랜스듀서만의 신호 전달 특성이 나타나게 되며 간섭의 영향은 거의 사라지게 된다. 그러나 이러한 경우 중이의 전달 특성보다는 트랜스듀서의 전달 특성이 크게 우세하게 되므로 4 kHz 대역에서 발생하는 피크가 거의 없어지게 된다. 그러므로 트랜스듀서를 이용한 신호 전달 시 고주파 대역에서의 전달 특성이 정상인의 귀에 비해 떨어지게 되

며 내이로 전달되는 신호는 원래의 자연음과 차이가 나게 된다. 따라서 이러한 트랜스듀서와 정상인 귀의 전달 특성의 차이를 보상해 주는 회로를 제외기의 신호처리 회로에 삽입하여야만 원래의 소리에 가까운 신호를 내이로 전달할 수 있을 것이다.

결 론

본 논문에서는 인공중이 시스템의 사용을 위해 트랜스듀서를 이소골에 이식할 경우 발생하는 무게효과에 의한 중이의 신호 전달 특성의 변화와 이식형 인공중이 시스템의 신호 전달 특성을 청각모델을 이용하여 조사하였다. 이를 위하여 먼저, 차동 전자 트랜스듀서의 기계모델을 설정한 후에 이를 변압기 원리를 이용하여 음향모델로 변환하였고 이를 기존의 연구자들에 의해 제안된 외이, 중이, 및 내이의 음향 모델에 결합시켰다. 이를 통하여 트랜스듀서를 설치하기 이전의 귀의 신호 전달 특성과 트랜스듀서를 설치한 후 무게 효과에 의해 변화된 신호 전달 특성을 조사하였다. 그리고 트랜스듀서 설치 후 외이와 중이의 소리 전달을 통한 신호 전달과 트랜스듀서에 의한 신호 전달 등 두 가지 신호가 동시에 전달 될 경우의 특성을 조사하였다.

이러한 조사의 결과로 인공중이 사용시와 정상인의 귀의 신호 전달 특성의 차이를 계산함으로써 이를 이식형 인공중이 시스템의 신호 처리 회로 설계에 이용할 경우 정상인의 청각 특성에 가까운 소리신호를 전달할 수 있는 이식형 인공중이의 설계에 이용될 수 있다.

참 고 문 헌

1. R. Goode, 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, Feb. 1995
2. W. Ko, W. Zhu, and A. Maniglia, "Engineering principles of mechanical stimulation of the middle ear," *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, no 1, pp. 29-41, Feb. 1995
3. A. Chasin, "Current trends in implantable hearing aids," *Trends in Amplification*, vol. 2, no. 3, pp. 84-107, June 1997
4. T. Tsuiki, "補聴器と人工中耳," *Journal of Otolaryngology, Head Neck Surgery*, vol. 11, no. 4, pp. 533-536, Apr. 1995
5. Richard L. Goode, "Current status and Critical reflections on implantable hearing aids," *The American Journal of Otology*, vol. 20, pp. 409-415, 1999
6. Tjellstrom and C. Luetje, "Acute human trial of the floating mass transducer," *Ear, Nose and Throat*

- Journal, pp. 204-211, Apr. 1997
7. F. Snik and W. Cremers "The effect of the floating mass transducer in hearing sensitivity," American Journal of Otolaryngology, vol. 21, no. 1, pp. 42-48, Mar. 2000
 8. 송병섭, 박재훈, 윤영호, 배상관, 채승표, 김명남, 이상훈, 이건일, 조진호, "이식형 인공중이 시스템을 위한 차동 플로팅매스형 전자 트랜스듀서," 대한의용생체공학회지, 제 20권 제 5호, pp. 625-632, 1999년 10월
 9. B.S. Song, J.H. Park, Y.H. Yoon, M.N. Kim, S.K. Park, S.H. Lee, and J.H. Cho, "Differential floating mass type vibration transducer for MEI System," Proceedings of the 22th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biological Society, vol 4, pp. 2575-2578, July 2000
 10. M. Norton, Fundamentals of noise and vibration analysis for engineers, Cambridge University Press, London, 1951
 11. S. Rao, Mechanical Vibrations, Addison-Wesley Inc., 2nd ed., New York, 1990
 12. J. Zwislocki, Handbook of Mathematical Psychology, John Wiley and Sons Inc., New York, 1965
 13. J. Pascal and A. Bourgeade, "Linear and nonlinear model of the human middle ear," Journal of Acoustic Society of American, vol. 104, No. 3, pp. 1509-1516, Sep. 1998
 14. L. Kinsler, A. Frey, A. Coppens, and J. Sanders, Fundamentals of Acoustics, John Wiley & sons, Inc., New York, 1982
 15. J. Zwislocki, "Analysis of the middle-ear function. Part I: input impedance," The Journal of the Acoustical Society of American, vol. 34, pp. 1514-1523, Sep. 1962
 16. Y. Onchi, "Mechanism of the middle ear," The Journal of the Acoustical Society of American, vol. 33, pp. 794-805, June 1961
 17. A. Moller, "Network model of the middle ear," The Journal of the Acoustical Society of American, vol. 33, pp. 168-176, Feb. 1961
 18. A. Moller, "Transfer function of the middle ear," The Journal of the Acoustical Society of American. vol. 35, pp. 1526-1534, Oct. 1963
 19. M. Lutman and A. Martin, "Development of an electroacoustic analogue model of the middle ear and acoustic reflex," Journal of Sound Vibration, pp. 133-157, Jan. 1979