

이식형 중이 청각보조기를 위한 진동 트랜스듀서의 설계

조진호·박형욱·송병섭·원철호·김명남*·박세광·이상훈**

= Abstract =

Design of Vibrating Transducer for Implantable Middle Ear Hearing Aid

J.H. Cho, H.O. Park, B.S. Song, C.H. Won, M.N. Kim*, S.K. Park, S.H. Lee**

In this paper, we analyzed the coil-magnet type vibrating transducer for the implantable middle ear hearing aid which is appropriate for patient's hearing level, and an experimental transducer system is designed.

For the objective and quantitative analysis of the transducer, a theoretical equivalent model containing coil, magnet, and inner ear is developed. To perform effective evaluation of the transducer, a transforming ratio Tr is introduced and its range that is suitable for practical implantable middle ear hearing device is found. The result of applying physical parameters of ear system to the proposed analytical model shows that frequency response of the coil magnet type vibrator is predominantly governed by resistive impedance of the coil rather than inertia effect of the magnet and the inner parameters. In addition, we realized an experimental middle ear hearing aid system to show the theoretical validity of designed system and this will provide the basis of the development for actually implantable system.

Key words : Implantable middle ear, Hearing aid, Vibrating transducer.

서 론

현재 난청환자의 수는 미국과 일본을 예로 들 경우 각각 2천4백만명 7천만명 및 300만명 350만명 정도이며 [1], 우리나라에도 약 150만명~170만명의 난청자가 있을 것으로 추정되고 있다. 이들 중의 일부는 중이전음계의 결함에 의한 전도성 난청과 중정도 이상의 감음신경성 난청자 및 전도성과 감음신경성의 혼합 난청으로 불편을 겪고 있다. 이러한 경우에는 기존의 보청기로써는 충분히 불편을 해소시키기가 곤란하며, 이는 일반 보청기에서는 음성신호를 전기신호로 바꾸어 증폭 후 다시 소리로 변환하는 과정에서 왜곡현상과, 이득을 키울 경우 음향궤환에 따른 하울링이 나타날 수 있기 때문이다 [2]. 중이전음계에 이상이 있는 환자로 판명이 날 경우에는 골전도형 보

청기가 사용될 수 있으나 착용의 거부감이나 진동감 및 동통을 유발할 수 있는 단점이 있다 [3].

한편 다른 하나의 청각보조기 형태로써 수술을 통해 소형의 변환기를 중이내에 이식함으로써 고막과 이소골을 바이패스하여 내이 입구를 기계적 진동 형식으로 구동하기 위한 연구가 1935년 미국의 Wilska 등에 의하여 최초로 시도되었다 [4]. 이 방식은 기계적 진동이 내이 입구에 국소적으로 집중됨으로써 구동효율이 높고 체외기에 설치된 마이크에 미치는 음향 피드백이 거의 없어 청음 주파수 특성이 뛰어나다는 특징이 있다. 이러한 이식중이의 실현을 위하여 Vernon 및 Goode 등에 의하여 진동체의 성능개선 및 설치방법과 재료 연구면에서 많은 연구가 있었으며, 최근에는 Maniglia와 Ko 등에 의하여 연구가 더욱 진전됨으로써 실용화에 한걸음 다가서고 있다 [4]. 일

경북대학교 전자전기공학부

School of Electronic and Electrical Engineering, Kyungpook National University

*경북대학교병원 의공학과

*Department of Biomedical Engineering, Kyungpook National University Hospital

**경북대학교 의과대학 이비인후과학교실

**Department of E.N.T., School of Medicine, Kyungpook National University

"이 논문은 1995년도 한국학술진흥재단의 공모과제 연구비에 의하여 연구되었음"

통신저자 : 조진호, (702-701) 대구시 북구 산격동 1370 번지, Tel.(053) 950-5538, Fax.(053) 950-5505

본에서는 Yanagihara와 Gyo 등이 중심이 되어 세라믹 바이폴프 타입의 진동체를 이용하는 이식중이가 주로 연구되어 왔으며 지금까지 다수의 임상시술 경험도 가지고 있다[5]. 세라믹 바이폴프의 경우는 진동체 제작이 비교적 간단한 장점은 있으나 충분한 구동력을 얻기 위한 진동체의 크기, 다이아믹레인지 및 내이 입구의 기계적인 스트레스를 줄 수 있는 등의 단점이 지적되고 있다[6]. Ko 등을 중심으로 미국에서 주로 실험되고 있는 코일과 소형 영구자석을 이용하는 비접촉식 방식은 주파수 특성 및 기계적 내구성이 우수할 것으로 기대된다[7].

코일 영구자석 방식의 진동체를 만들려고 하는 경우 코일과 영구자석을 각각 어느 정도의 크기와 세기로 구현하여야 하며, 얼마만큼의 신호 전류를 흘려야 하는지에 대한 정량적 결정이 요구된다. 그러나 코일-영구자석 방식의 트랜스듀서를 이용한 지금까지의 연구자들은 경험적이거나 대략적인 실험 데이터로 결정하는 방법을 택하였으며, 청각역치와 필요 구동력과 관계 및 구동력을 내기 위한 코일-영구자석 진동체의 설계 방법을 체계적으로 정립하지 못하였다. 진동체 설계에 대한 정리된 방법이 개발될 경우 난청자의 청각레벨에 알맞는 진동체의 크기와 구동압력을 결정할 수 있으므로 수술 공간확보, 전지수명의 산출, 수술 예후 등에 대한 종합적인 사전 예측과 계획을 할 수 있어 매우 편리할 것으로 판단된다.

본 논문에서는 환자의 청력 레벨에 알맞는 코일-자석형 청각보조 이식 중이를 개발하기 위해 임의의 청각 역치를 가진 환자에 적용할 수 있는 진동 트랜스듀서를 정량적으로 해석 및 설계하였다. 이를 위해 트랜스듀서의 전력 전달 계산 및 구동 회로 설계를 용이하게 할 수 있도록 내이, 진동 트랜스듀서 및 구동 회로를 포함하는 이론적인 모델을 구성하므로써 코일과 영구자석 방식의 변환기를 설계 제작하기 위한 정량적인 기초를 마련하였다. 아울러 설계된 이식중이를 실험하기 위한 모의 이식중이 시스템을 구현하고 이론적 타당성을 실험하였다.

코일-자석형 이식중이의 구조와 원리

인공중이의 신호전달방법은 중이전음기를 대신하여 직접 침골(incus) 혹은 등골(stapes)을 진동시키므로 기존의 보청기에 비하여 과도 응답이 뛰어날 뿐만 아니라 왜곡현상이 적어서 좋은 음질을 얻을 수 있다. 그림 1은 인공중이를 이식한 모습을 도식적으로 나타낸 것이다[8].

그림에서 보인 바와 같이 인공중이는 체내부와 체외부로 이루어지는데, 체외부는 마이크로폰, 음질 및 음량 조절과 증폭을 담당하는 부분, 변조 후 송신하는 부분과 배터리로 구성되며 송신코일에서 발사된 고주파는 수신 코일로 피부를 경유하여 체내기로 전달된다. 체내부는 수신

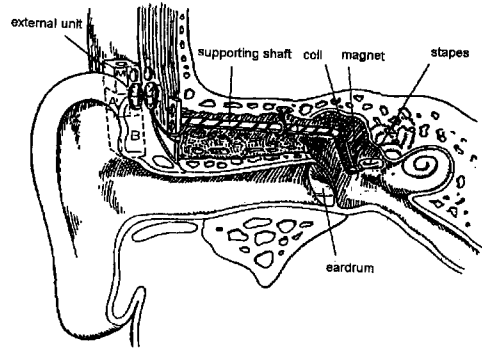


그림 1. 트랜스듀서 이식예
Fig. 1. Example of Transducer implantation

용코일, 검파회로와 진동 트랜스듀서로 구성되어, 변조파를 검파하여 진동 트랜스듀서를 통해 내이로 음성신호를 전달하는 역할을 한다.

음성신호를 체내부로 전달할 때 쓰이는 주파수 대역은 3~8MHz 정도의 고주파 대역이며 AM 방식을 채택하는 것이 일반적이다. 이 외의 광학적인 결합이나 자기(磁氣) 결합 방식은 사용이 곤란하다. 왜냐하면 이식중이의 체내부는 전원이 불필요하도록 설계되어야하고 체외부는 배터리 소비량을 최소화시켜야 할 필요가 있기 때문이다. 즉, 광학적 방법은 전광변환 및 광전변환효율과 광의 피부투과율이 낮은 것이 문제이며, 변조를 하지않고 신호를 직접 자기결합 트랜스 등 만을 쓰는 방법은 주파수 특성이 나빠지는 것이 문제이다. 변조 방식은 일반적으로 AM 방식을 사용하고 있으나 FM 방식도 검토되고 있다. 한편, 코일-자석형 이식중이는 청각장애자의 중이내에 이식된 고정체인 코일에 흐르는 음성전류에 의한 전자력으로 이소골에 장착된 자석이 구동되는 것이므로 난청자에 따른 필요구동력과 코일에 흐르는 전류를 바르게 산정하는 것이 매우 중요하다. 그러나 일반적으로 피부외측의 1차 코일에서 주입된 RF에너지가 검파되어 내측의 코일에 인가될 때의 전류는 그다지 크지 않으므로 고도 난청환자를 위해 필요한 구동력을 얻지 못할 경우가 있는가 하면 난청정도가 비교적 약한 환자에 대해서는 과도한 구동이 일어날 수가 있다. 이 때문에 필요한 구동력을 중심으로 코일-자석을 먼저 설계하고 이에따라 송수신부를 설계할 필요가 있다.

진동 트랜스듀서 설계를 위한 해석

이식중이를 제작하기 위해 먼저 임의의 청각역치를 갖는 난청자에 대하여 정량적으로 진동 트랜스듀서를 설계해야 한다. 주어진 환자의 청각 역치로부터 필요한 진동 트랜스듀서의 구동음압과 힘을 계산할 수 있으며, 이로부터

터 이미 만들어진 진동 트랜스듀서에 필요한 전류를 계산하거나 공급되는 전류에 맞춰 진동 트랜스듀서를 설계할 수 있다.

난청자의 청각역치가 P_n dB SPL이고, 입력음압이 P_Q dB SPL일 경우 필요한 진동 트랜스듀서의 구동음압 P_w 는

$$10^{P_w/20} = P_n/2 + P_Q \quad [\text{dB SPL}] \quad (1)$$

로 두는 것이 바람직하다. 그림 1과 같이 코일과 자석을 설치하여 등골에 붙은 자석을 구동하는 경우 등골 바닥에 미치는 힘은

$$F = 9.6 \times 10^{-5} \times 10^{P_w/20} \quad [\text{dyne}] \quad (2)$$

로 주어진다[9]. 예를 들어 100dB SPL로 구동하고자 하면 9.6dyne의 힘이 필요함을 알 수 있다.

중이속에 이식할 수 있는 자석과 코일 사이에 필요한 힘이 계산되고 나면 어떠한 형태의 코일과 자석을 사용하느냐가 결정되어야 한다. 이식중이에 사용되는 코일은 평소 난원창(oval window)에 가해지는 바이어스 힘(bias force)을 0으로 만들어 주어야 하기 때문에 투자율이 높은 자심(磁心) 재료를 사용하지 않고 공심(空心) 코일 형태로 만들어야 한다. 상품화된 자석중에서 이식중이에 사용하기에 알맞는 영구자석은 지름이 1~3mm의 소형 원통형 NdFeB으로서, 이는 세기가 1~10kgauss 정도이다. 이러한 자석과 코일을 근접시켜 진동 트랜스듀서를 만들기 위해서는 주어진 입력전류에 따라 필요한 구동력을 낼 수 있도록 코일의 모양과 크기 및 자석과의 간격을 적절하게 설계할 수 있어야 한다.

본 논문에서는 이를 위하여 특성상수 Tr 를 도입하는데, 이는 진동 트랜스듀서의 코일에 흘리는 전류 I 에 따른 영구자석이 받는 구동력 F 에 해당하는 값으로서 트랜스듀서의 감도(sensitivity)에 해당하는 물리량이다. 즉 코일이 만드는 자장내에 영구자석이 존재할 때 받는힘은

$$F = \oint_C Idl \times B \quad [\text{N}] \quad (3)$$

로 주어지며, 여기서 dl 은 고정용 코일의 케적 C 의 미소 길이이며 B 는 자석의 자장이다. 이 식으로부터 전류와 힘과의 비를 취하여 이를 Tr 로 다음의 식과 같이 정의한다.

$$Tr \equiv \frac{F}{I} = \oint_C dl \times B \quad [\text{N/A}] \quad (4)$$

적분에서 상쇄되는 B 의 성분을 고려해 B 는 r 축 방향 성분만 고려하면 된다. 자석을 전류 M_0L 이 흐르는 반지름 b 인 원형루프로 본다면 그림 2로부터 점 P 에서의 r 축 방향 성분의 자속 밀도 B_r 은 다음 식과 같다[10].

$$B_r = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial z} \left(r \frac{u_0 M_0 L b^2 r}{4(z^2 + r^2)^{3/2}} \right)$$

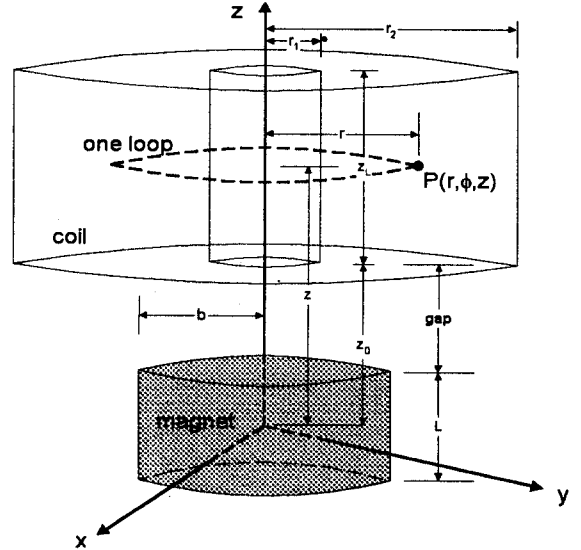


그림 2. 코일-자석의 배치
Fig. 2. Coil-magnet configurator

여기서, b : 자석의 반지름,
 L : 자석의 두께,
 μ_0 : $4\pi \cdot 10^{-7}$ [H/m],
 M_0 : 자화상수 [A/m] 이다.

Tr 은 B_r 을 코일의 루프를 따라 적분한 것이므로 그림 2에 보인 코일의 파라미터를 고려하면 다음식과 같다.

$$Tr = \frac{N}{Z_L(r_2 - r_1)} \int_{z_0}^{z_0 + z_L} \int_{r_1}^{r_2} 2\pi r B_r dr dz \quad (6)$$

여기서, N : 코일의 권수,
 r_1 : 코일의 안쪽 반지름,
 r_2 : 코일의 바깥쪽 반지름,
 r_0 : 자석의 중심에서 코일까지 거리,
 z_L : 코일의 두께로 주어진다.

실험에 쓰인 코일, 자석의 파라미터는 각각 $b=1\text{mm}$,

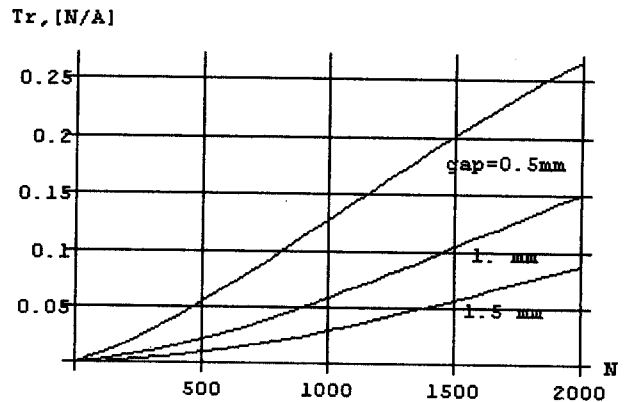


그림 3. 공극과 N에 따른 Tr
Fig. 3. Plot of Tr for gap and N.

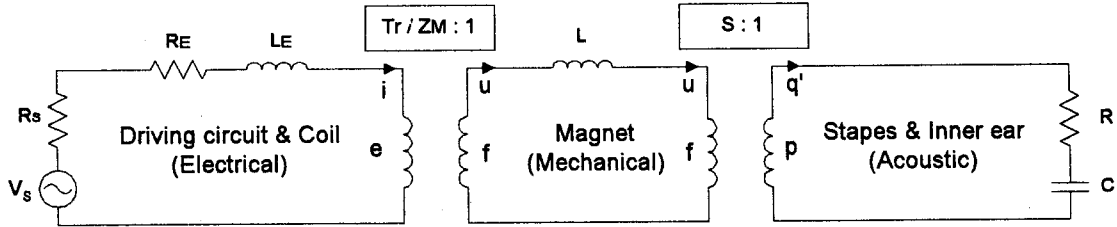


그림 4. 진동부의 등가 회로 (1)
Fig. 4. Equivalent circuit for vibrating part. (1)

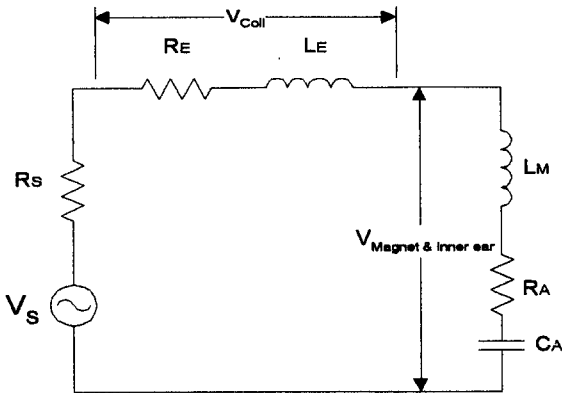


그림 5. 진동부의 등가회로 (2)
Fig. 5. Equivalent circuit for vibrating part. (2)

$L=1\text{mm}$, $r_1=0.5\text{mm}$, $z_1=3\text{mm}$, $M_0=637 \times 10^3 \text{A/m}$ 이며, $z_0=gap+L/2$, $r_2=r_1+N/1200$ 를 식 (6)에 대입하여, 코일-자석간 공극과 코일의 권수에 따른 Tr 값을 구하여 그림 3에 나타내었다. 그림 3으로부터 진동 트랜스듀서에 따른 Tr 값을 알 수 있고, 공급되는 전류에 따라 Tr 값을 산출하여 진동 트랜스듀서를 설계할 수 있다.

청각 모델을 통한 진동부 해석

코일-자석의 설계가 끝나면 진동 트랜스듀서 구동회로의 설계가 필요하다. 이를 용이하게 하기 위하여 진동 트랜스듀서를 구동하는 회로를 포함해서 트랜스듀서가 내이에 음압을 전달하는 일련의 시스템을 구동회로와 코일의 모델, 자석과 내이의 기계계 및 음향계 모델을 고려하여 해석하였다. 그림 1과 같이 진동 트랜스듀서를 등골에 설치하여 구동하는 경우, 진동부의 등가 회로를 전기계, 기계계 및 음향계로 나누어 구성하고 이들을 변압기로써 결합하여 그림 4에 나타내었다.

오른쪽의 음향계에 등골과 내이를 나타내는 모델을 포함시켰으며, 음향계의 변수는 압력 p 와 체적 흐름 q' 이다. R 은 내이의 유체흐름에 대한 저항성분을 의미하며 $(\text{dyne/cm}^2)/(\text{cm}^3/\text{sec})$ 의 단위를 가진다. C 는 등골과 난원

창을 연결하는 인대의 탄성과 내이의 컴플라이언스를 포함하는 모델로서 $\text{cm}^3/(\text{dyne/cm}^2)$ 의 단위를 가진다. 자석의 무게는 기계계에서 L 로 나타나며, 단위는 $\text{dyne}/(\text{cm}/\text{sec}^2)$ 또는 g 이다. 기계계의 변수는 힘 F 와 움직이는 물체의 속도 u 이다. 기계계와 관련된 나머지 성분, 즉 탄성이나 마찰 혹은 저항성분 등은 음향계에서 이미 고려되었다. 전기계에서는 구동회로의 등가회로 V_s , R_s 와 코일의 임피던스 R_E , L_E 만을 고려하면 된다. V_s 는 구동회로의 출력전압, R_s 는 구동회로의 출력저항을 나타내며, R_E 와 L_E 는 각각 코일의 저항과 인덕턴스를 나타낸다. 이들 각 계의 결합은 변압기로써 이루어지는데, 결합비는 결합된 두 계의 변수들의 관계에 의해 결정된다[11]. 즉, 음향계와 기계계에서는 $F/p = S$, 전기계와 기계계에서는 $e/F = Tr/Z_M$ 의 관계가 성립된다. 여기서 S 는 압력을 받게 되는 부분의 면적을 의미하는데, 난원창의 면적과 일치한다. 또, Z_M 은 $F = Z_M \cdot u$ 를 만족하는 기계계 임피던스의 총합이다.

이 회로의 해석을 위해서 기계계, 음향계를 전기계로 변환하는 것이 필요하다. 이는 변압기 원리에 의해서 가능한데, 전달비가 $a:1$ 일 때, 2차측의 임피던스 Z 가 1차측에 $a^2 Z$ 로 나타나는 것을 이용하면, 음향계를 기계계로, 그리고 변환된 기계계를 다시 전기계로 바꿀수 있다. 이렇게 해서 전기계로 모두 변환된 등가 회로를 그림 5에 나타내었다.

소자들의 변환관계는 다음과 같다.

$$L_M = \frac{Tr^2}{|Z_M|^2} L \quad (7)$$

$$R_A = \frac{Tr^2 S^2}{|Z_M|^2} R \quad (8)$$

$$C_A = \frac{|Z_M|^2}{Tr^2 S^2} C \quad (9)$$

여기서, Z_M 은 위에서 설명한 대로 기계계 임피던스의 총합으로, 다음과 같이 주어진다.

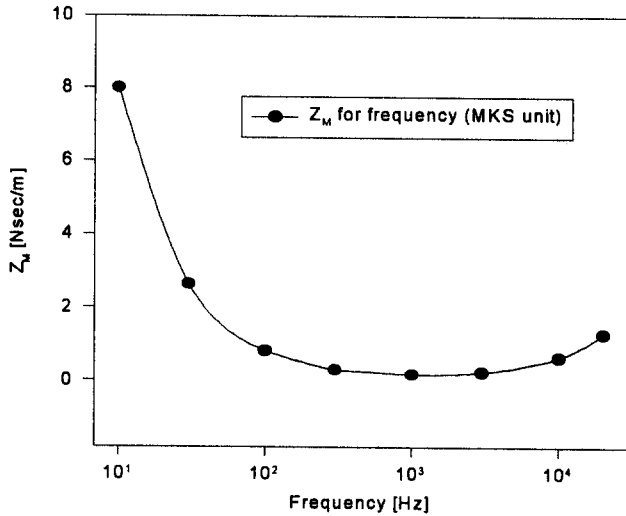


그림 6. Z_M의 주파수 특성
Fig. 6. Plot of Z_M for frequency

$$|Z_M|^2 = (wL - \frac{S^2}{wC})^2 + (S^2 R)^2 \quad (10)$$

S는 난원창의 면적으로서 성인의 경우 0.032cm² 정도이다. R과 C는 S. A. Talbot 등[12]에 의하면 성인의 경우 600Ω, 0.6μF으로 주어지는데, 이는 고막에서 바라본 내이의 회로정수이므로 그림 1과 같은 이식중이의 해석에서는 구동점에서 바라본 내이의 회로정수가 필요하다. 종이에 연결된 고막의 면적은 0.55cm²이며, 구동점의 면적은 난원창의 면적으로서 0.032cm²가 되므로 면적의 제공의 비를 고려하여 R과 C의 값은 각각 170kΩ, 2nF 정도로 주어진다. 이로부터 그림 6에 주파수에 따른 기계계 임피던스 총합 Z_M의 그래프를 도시하였다.

Z_M의 크기가 1~2kHz 근처에서 최소값을 갖기 때문에 부하 임피던스 L_M, R_A 및 C_A가 이 주파수에서 최대이고, 또한 공급된 전력에 대해 내이의 등가 모델로 전달되는 전력의 평균 전력 전달 효율이 최대임을 알 수 있다. 또, 부하 임피던스의 값이 T_r²에 비례하므로 T_r이 큰 트랜스듀서에서 보다 우수한 전력 전달 효율을 가진다. 극단적으로, 코일-자석간의 공극이 대단히 커져 무한대가 되어 T_r이 0에 가깝게 되면, 부하 임피던스 역시 0이 되어 부하를 단락시키는 결과가 된다. 이는 코일에서 공급되는 전력이 코일에서만 소비되고 기계계로 전달되지 않음을 뜻한다.

실제로 임피던스가 제일 큰 1 kHz 부근에서 L_M, R_A 및 C_A를 (7)~(9)식에 의하여 계산하면 각각 700×10⁻⁹ [H], 10×10⁻³ [Ω] 및 28×10⁻³ [F] 정도로서 이들의 합성 임피던스를 계산하면 R₀, R_E 및 L_E가 갖는 임피던스에 비해 매우 작은 값을 갖는다. 그러므로 회로에 흐르는 전류는 대부분 코일의 임피던스에 좌우되고, L_M, R_A 및

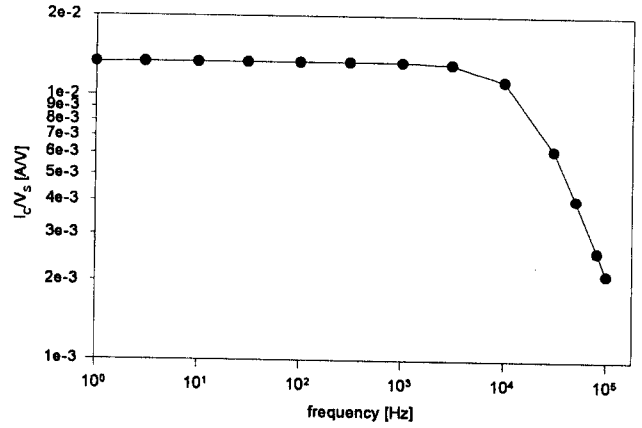


그림 7. 코일 구동 전류 IC의 주파수 특성
Fig. 7. Frequency response of the coil driving current IC

C_A로 이루어지는 부하단에서 좌측으로 들여다 보았을 때 전원은 하나의 전류 소스로 동작하게 됨을 알 수 있다. 이에따라 회로에서 소비되는 전력도 대부분 코일이 차지하고, 부하인 기계 및 음향계로는 일부의 전력만 전달되며, 주파수 특성도 대부분 부하의 좌측에 있는 전원저항과 코일의 임피던스에 의해 좌우됨을 알 수 있다.

그림 7에서 ϕ = 0.04mm인 에나멜선을 800회 감은 코일을 사용하여 일정전압의 가변주파수 전원으로 구동했을 때 주파수에 따른 전류의 계산 곡선을 보였다. 이 곡선은 L_M, R_A 및 C_A의 값이 모두 주파수의 함수로 주어지기 때문에 모든 주파수에서 이들 값을 계산한 다음 그림 5에서 보인 직렬회로의 전류를 컴퓨터로 계산하여 얻은 결과이다.

그림에서 통과 주파수 대역은 1Hz~15kHz 정도이며 가청 영역에서 거의 평탄한 주파수 특성을 보여주고 있다. 그림 5의 회로의 커패시터가 저주파 특성에 영향을 끼치지 못하는 것은 Z_M의 값이 저주파에서 매우 커져서 C_A의 값 역시 매우 커지기 때문이다. 예를 들어, 1Hz에서 Z_M은 80이며, C_A의 값은 5×10³[F]이다. 영구자석을 구동하는 힘은 전류에 1차 비례하므로 내이입구를 구동하는 기계적인 힘의 주파수 특성도 이와 같음을 알 수 있다. 주파수 대역을 더욱 넓히려면 코일의 저항을 더욱 크게 함으로써 더욱 더 회로의 전류를 코일만에 의해 좌우할 수 있게 하여야 한다. 물론 이렇게 하려면 코일의 권수를 늘이거나 가급적 지름이 가는 코일을 선택하여 감는 것이 중요하다. 지름 0.03mm의 코일을 이용할 경우 3000회 정도 감을 때 R_E와 L_E는 각각 900Ω 및 7mH를 얻을 수 있어 주파수 대역을 충분히 넓힐 수 있을 뿐만 아니라, 권수가 커짐에 따른 T_r의 증가를 얻을 수 있어 매우 효과적이다. 그러나 코일의 크기가 종이내 이식에 불편할 정도로 커지는 것이 단점으로 부각될 수 있다. 그림 7을 살펴봄에 있어 한가지 유의할 점은 이식형 종이와 이와 같은 주파수 특성을 나타내도록 하려면 전원전압

인 V_s 가 평탄한 전압드라이버로서의 요건을 갖추어야 한다는 것이다. 혹은, 실제 난청자의 청음 특성에 유리하도록 특정대역에서의 구동력을 증강시키는 음성신호처리가 필요할 것이다.

지금까지 그림 1에서 보인 구동방법을 중심으로 해석하였으나 칩골 구동 혹은 추골(malleus)구동 방식의 해석도 가능하며, 구동점에서 바라본 중이 음향 모델로 그림 4의 음향계 회로소자를 대치하여 등가회로를 구성하면 된다. 예를 들어, 칩골구동 방식의 음향계 모델은 칩골에서 각각 내이와 외이쪽으로 바라본 두 음향 모델들의 병렬성분으로 이루어지며, 외이쪽으로 이소골의 연결이 끊긴 상태라면 외이쪽 음향 모델을 개방하여 등가회로를 구성할 수 있다.

실험 및 결과

위의 해석을 기반으로 하여 진동 트랜스듀서를 제작하고 모의 이식중이 시스템을 구현한 결과를 그림 8에 나타내었다.

앞서 언급한 바와 같이 체외부는 마이크로폰, 음질 및 음량 조절과 증폭을 담당하는 부분, 변조 회로[13] 및 배터리로 구성하고, 체내부는 수신용 코일[14], 검파회로 및 진동 트랜스듀서로 구성하였다. 실험 제작한 시스템은 최대구동음압이 100dB SPL 정도 되어야하는 난청자를 대상으로 하였다. 트랜스듀서의 최대구동전류가 2mA가 되도록 구동회로를 설계할 것으로 가정한다면, 주어진 전류로 100dB SPL에 해당하는 9.6dyne을 내기 위해서는 $9.6 \times 10^{-5} / 2 \times 10^{-3}$ 즉, 0.048 정도의 T_r 값을 필요로 하였다. 자속밀도가 2kgauss이며, 직경 ϕ 가 2mm이고 두께가 1mm인 NdFeB와, 0.04mm 굵기의 에나멜선 코일에

표 1. 코일과 자석의 제원

Table 1. Specifications of coil and magnet

구분	항목	값
코일	권수	800
	내경	1mm
	외경	3mm
	저항	94.8 Ω
	높이	3mm
영구자석	인덕턴스	0.945mH
	재료명	NdFeB
	지름	2.0mm
	높이	1mm
	무게	15.8mg
	Br*	2.0kgauss

* 예상치 : 가공전에는 약 10kgauss

표 2. 구현된 실험용 이식중이 시스템의 제원

Table 2. Specifications of the developed middle ear implant system

체외부	마이크로폰 체외코일	감도 : -16dB $\phi=0.7mm$, 8turns, 지름 1.5cm
	Amp이득 음질조정기	34dB 500Hz 17dB \pm 3dB
	사용 전지 전지 소비 전류	3V 2.2mA
	장치 크기 무게	6cm(L) \times 3.5cm(W) \times 1.3cm(H) 18.5g
체내부	체내 수신 코일	동상제거비 : -40dB이상 $\phi=0.2mm$, 16turns, 지름 1.5cm
	마그네트용 코일	$\phi=0.04mm$, 800turns, 3(D)mm \times 2(W)mm
	영구자석	NdFeB
	무게	4.6g
	송수신부의 다이내믹레인지	70Hz~15kHz

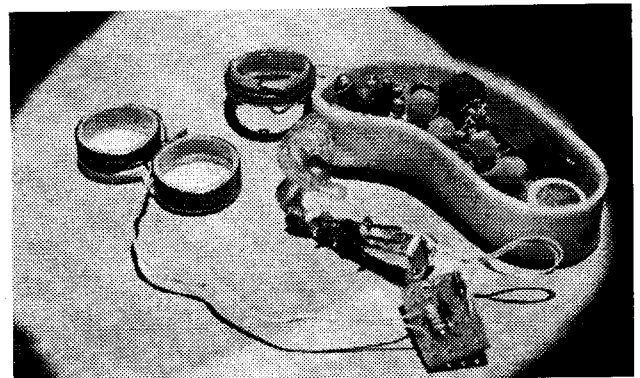


사진 1. 구현된 모의 이식형 중이 시스템의 사진

Photo. 1. Photograph of the developed middle ear implant system

대해 그림 3으로부터 0.048의 T_r 값에 적합하게 공극을 1mm, 권수를 800으로 하여 트랜스듀서를 제작하였고, 이 트랜스듀서를 이용하여 모의 이식형 중이 시스템을 구현하였다. 표 1에서 코일과 자석의 제원을 보였고, 구현된 시스템의 제원을 표 2에 보였으며 제작된 모의 이식중이의 모습을 사진 1에 보였다.

구현된 실험용 모의 이식중이 시스템의 송수신부의 주파수 특성은 가청주파수 대역에서 평탄한 특성을 가지는 것이 이상적이다. 제작된 시스템의 송수신부의 주파수 특

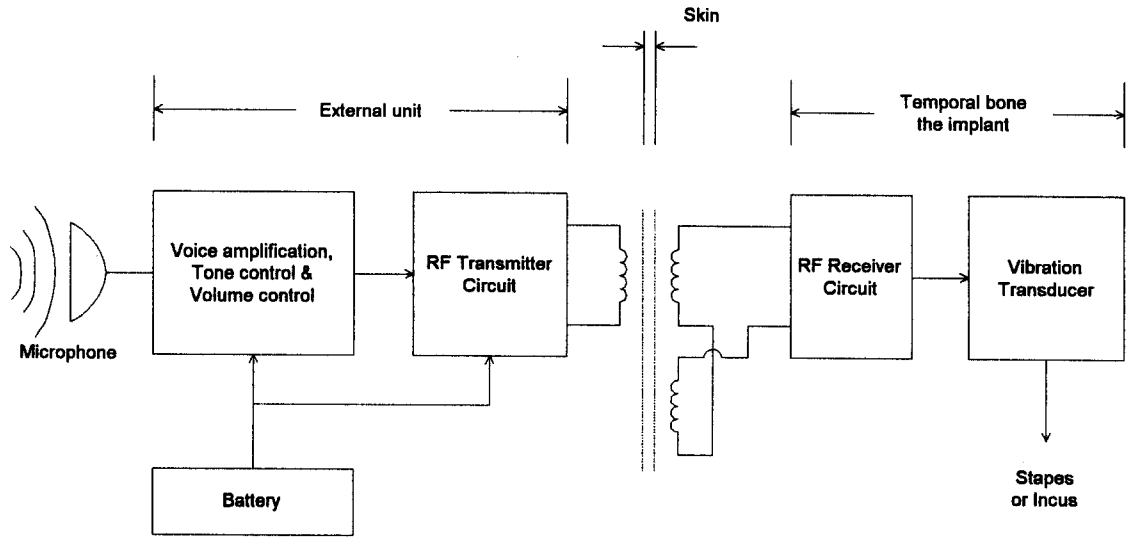


그림 8. 이식중이 시스템의 블록도
Fig. 8. Block diagram of the middle ear implant system

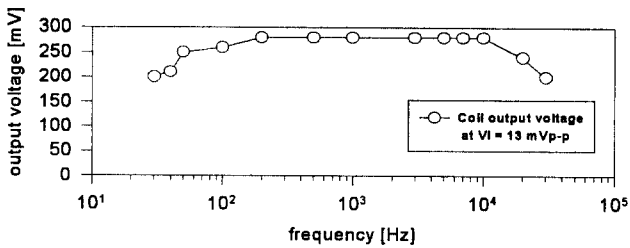


그림 9. 진동 트랜스듀서를 연결하지 않았을 때 시스템의 주파수 응답
Fig. 9. Frequency response of the developed system without vibrating transducer

성을 조사하기 위해, 마이크단에서 13mV의 전압을 인가하고 주파수를 가변시키면서 수신측의 출력 전압을 진동부 코일을 개방한 상태에서 측정하여 그 결과를 그림 9에서 보였다. 결과에서 볼 수 있듯이 70Hz~15kHz에서 평탄한 특성을 가져, 시스템 송수신부에서의 음질 왜곡은 거의 무시할 수 있음을 알 수 있다.

구현된 시스템을 동물에게 이식하여 실험 및 관찰해 보는 것이 가장 좋으나, 먼저 제작된 시스템의 송수신기능과 진동체의 진동상태를 관찰하여 가능성의 여부를 확인하기 위하여 금속 스트립을 이용한 실험을 행하였다. 먼저, 금속 스트립 자체의 진동 주파수 특성과 진동 트랜스듀서의 진동 변위를 관찰하기 위하여 8cm×7cm×5cm의 아크릴판에 기계계 회로정수가 각각 $L_m=23 \times 10^{-6}$ [H], $C_m=4 \times 10^{-8}$ [F], $R_m=1.5 \times 10^{-4}$ [Ω]인 금속 스트립을 고정시키고 스트립에 영구자석을 부착하였다. 이를 진동 트랜스듀서에 함수발생기(HP3310B)를 연결하고 공극을

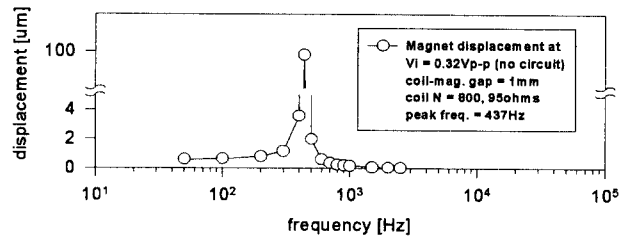


그림 10. 함수발생기로 구동된 금속스트립 변위의 주파수 응답
Fig. 10. Frequency response of the metal strip displacement driven by a function generator.

1mm로 하여 2mA의 전류로 구동하였다. 금속 스트립의 주파수에 따른 진동 정도를 광학프로브를 이용하는 진동 측정기(MTI-1000)를 이용하여 관찰하였으며 그 결과를 그림 10에 나타내었다. 특정 주파수의 높은 변위는 금속 스트립의 고유 진동 주파수 때문이다.

제작된 코일-영구자석 트랜스듀서를 이용하여 금속 스트립을 구동한 곡선으로부터 T_r 을 다음과 같은 방법으로 측정하였다. 즉, 금속스트립은 그림 5에서 보인 진동부의 등가회로상의 좌측에 있는 크기가 거의 일정한 전류 전원으로 구동되고 있는 것과 같다. 이 일정 전류를 사인파형이라고 가정하면 이로부터 얻어지는 힘도 사인파형이 되므로 이를 $F \sin wt$ 라고 둘 수 있다. 그리고 부하측의 스트립 변위를 x 로 두면 다음의 식이 성립한다.

$$F \sin wt = L_m \frac{d^2x}{dt^2} + R_m \frac{dx}{dt} + \frac{x}{C_m} \quad (11)$$

여기서 L_m , R_m 및 C_m 은 각각 스트립과 영구자석의 무게에 의한 inertia, 기계적 저항 및 compliance이다. 식 (11)의 미분 방정식의 해는

$$x = \frac{F/L_m}{\sqrt{(1/(L_m C_m) - \omega^2)^2 + (\omega R_m/L_m)^2}} \sin(\omega t - \tan^{-1} \frac{\omega R_m/L_m}{1/(L_m C_m) - \omega^2}) \quad (12)$$

로 주어진다[15]. 위 식의

$F / (L_m \sqrt{(1/(L_m C_m) - \omega^2)^2 + (\omega R_m/L_m)^2})$ 항은 구동력에 따른 변위 진폭의 이론치를 나타내는 것으로 이의 주파수 진폭 특성은 그림 10의 실제 특성 곡선과 잘 일치한다. 우리는 실측된 값으로 부터 특정주파수에서의 x 와 L_m , C_m , 및 R_m 을 이미 알고있기 때문에 특정주파수의 분모의 값을 구할수 있다. 그러므로 이들의 곱인 F 를 계산할 수 있다. 즉, 피크인 437Hz에서 변위는 100 μ m이고 분모의 값은 1.5이므로 F 는 15×10^{-6} [N], 즉 15dyne임을 알 수 있다. 한편 실험에 사용된 구동전류는 2mA로 균일하므로 Tr 은 앞서 구한 F 를 전류로 나눈값이 된다. 이를 계산하면 0.075가 되는데, 실험시에는 실제 자석-코일 간격이 0.08mm였으므로 이에 해당하는 Tr 을 그림 3에서 읽으면 0.08 정도가 된다. 이 값으로 볼 때 설계 제작된 진동트랜스듀서의 값은 이론치와 거의 일치하고 있음을 알 수 있다. 코일의 권수를 크게 할수록, 영구자석과의 간격을 작게 할수록 Tr 은 커지고 그만큼 구동 효율이 높아지지만 수술시 허용되는 공간을 고려하여 이에 알맞는 권수를 결정하여야 하며 간격도 정밀하게 조정할 수 있도록 특수한 고정기구를 개발할 필요가 있다. 실험결과 실용가능한 진동체의 Tr 은 0.04~0.3 사이의 범위가 될 것으로 예상되며, 0.03mm의 에날렉션을 사용했을 때의 권수는 800~3000회 사이가 적당할 것으로 판단된다.

송·수신부를 연결했을 때 송·수신부의 기능과 진동 주파수 특성의 변화, 진동 변위 등을 관찰하기 위해 체외기와 체내기를 양측 코일을 통하여 결합시키고 수신측 검파

출력을 코일에 인가하여 같은 세팅으로 금속스트립을 구동하였다. 마이크로폰 대신 함수발생기를 가변주파수 공급원으로 연결하여 실험하였다. 그 결과는 그림 11과 같으며, 이 실험결과로써 체외의 송신측과 수신측의 검파부 및 진동부가 효과적으로 동작하고 있음을 알 수 있다. 또, 그림 10과 같은 공진 특성을 유지하고 있으므로 구현된 시스템을 이식했을 경우 원래의 진동 주파수 특성과의 차이는 무시할 수 있으리라 생각된다.

전체 소비전류가 2.2mA인 이 시스템으로는 트랜스듀서에 공급할 수 있는 전류가 부족하여 금속 스트립의 변위가 함수발생기로 구동된 그림 10의 결과에 비해 줄어들지만, 최대 변위 진폭은 약 3.8 μ m 정도로서, 100dB SPL에 대한 사람의 등골(stapes)의 변위가 약 1 μ m정도가 됨을 보고한 W. H. Ko [1]의 실험 결과와 비교해 볼 때, 구현된 장치로써 생체실험에 임할 수 있을 것으로 판단된다. 향후 제안된 설계이론에 따라 제작된 본 시스템의 성능을 개선시키고 이식용 재료의 생체적합성 검증과정과 소형화과정을 거쳐, 동물실험을 행한 후 인체 적용 실험도 계획하고 있다.

결 론

본 논문에서는 환자의 청력 레벨에 맞는 이식중이형 청각보조기를 개발하기 위해 코일-영구자석 방식의 진동체를 대상으로 해석하였으며, 설계의 정량화를 위하여 내이, 진동 트랜스듀서 및 구동회로를 포함하는 일련의 이론적인 모델을 구성하고 진동 특성을 실험하였다. 진동 트랜스듀서의 해석을 위해 이를 평가할 수 있는 계수인 Tr 을 도입하였으며, 실제 이식중이에서는 Tr 의 값이 높을수록 좋으나 코일의 부피와 겹의 간격 등에 상호 타협이 이루어져야 하므로 0.04~0.3 정도가 적당함을 알았다. 제시한 모델에 청각의 실제 파라미터를 적용하여 해석한 결과 코일-영구자석 방식의 진동체에서 주파수 특성은 내이의 파라미터 및 영구자석의 무게 효과보다 훨씬 큰 저항성 및 이보다 작은 유도성 리액턴스를 갖는 코일에 의해 대부분 결정된다는 것을 밝혔다. 즉 지름이 가는 코일의 권수를 크게 할 경우 코일의 임피던스는 저항성이 되므로 마치 전류전원이 부하를 구동하는 것처럼 넓은 주파수 대역으로 내이 입구에 설치된 영구자석의 구동이 가능하다. 아울러, 설계된 정수를 바탕으로 체외기와 체내기를 제작하였으며 체외기는 마이크로폰, 음질 및 음량 조절과 증폭을 담당하는 부분, 변조 회로 및 배터리를 이루어지고, 체내부는 수신용 코일, 검파회로 및 진동 트랜스듀서로 이루어진다. 구현된 모의 이식중이 시스템은 가청주파수 대역에서 특성이 우수함을 보였으며 금속스트립 구동 결과 공진점에서 최대 3800nm까지의 변위가 있음

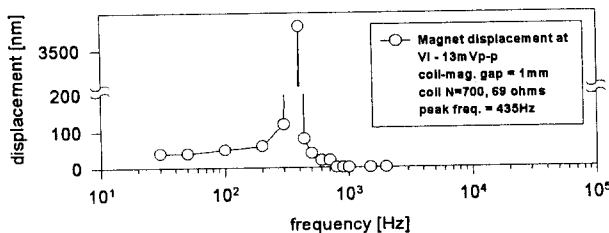


그림 11. 구현된 시스템으로 구동된 금속스트립의 변위
Fig. 11. Metal strip displacement driven by the developed system.

이 관찰됨으로써 시스템의 송신부, 수신부 및 진동 트랜스듀서가 효과적으로 동작함을 확인하였다.

참 고 문 헌

1. W. H. Ko, W. L. Zhu, and A. J. Maniglia, "Engineering principles of mechanical stimulation of the middle ear", Otolaryngologic Clinics of North America. vol. 28, no. 1, pp. 29-41, 1995.
2. M. C. Pollack, Amplification for the hearing-impaired, 3rd edition, Grune & Stratton, Ltd. pp. 33-38, 1988.
3. T. Tsuiki, "補聽器と人工中耳," Johns. vol. 11, no. 4, pp. 533-536, 1995.
4. R. L. Goode, M. L. Rosenbaum, and A. J. Maniglia, "The history and development of the implantable hearing aid", Otolaryngologic Clinics of North America, vol. 28, pp. 1-16, 1995.
5. J. I. Suzuki and K. Kodera, "人工中耳の歴史," Johns. vol. 11, no. 4, pp. 507-514, 1995.
6. J. M. Kartush, M. Tos, "Electromagnetic ossicular augmentation device", Otolaryngologic Clinics of North America, vol. 28, pp. 155-172, 1995.
7. A. J. Maniglia, W. H. Ko, "Contactless semi-implantable electromagnetic middle ear device for the treatment of sensorineural hearing loss", Otolaryngologic Clinics of North America, vol. 28, pp. 121-140, 1995.
8. A. J. Maniglia, "Partially implantable hearing aid device", U.S. pat. no. 5,015,224, 1991.
9. M. P. Norton, Fundamentals of noise and vibration analysis for engineers, Cambridge University Press, pp. 238-239, 1951.
10. D. K. Cheng, Field and wave electromagnetics, Addison wesley pub. L.T.D., pp. 225-294, 1989.
11. L. L. Beranek, Acoustics, Mcgraw-hill pub., pp. 70-77, 1954.
12. S. A. Talbot, Systems physiology, Wiley pub., pp. 177-186, 1973.
13. J. Millman, A. Grabel, Microelectronics, Mcgraw-hill pub., pp. 387-450, 506-561, 665-667.
14. W. Welkowitz, S. Deutsch, Biomedical Instruments Theory and Design, Academic Press, pp. 260-261, 1976.
15. S. M. Selby, Standard mathematical tables, 21st edition, The chemical rubber co., pp. 491-499, 1973.