

논문 97-6-6-06

전자 트랜스듀서 방식에 의한 청각보조용 이식형 인공중이 시스템 설계

조진호*, 송병섭*, 김명남**, 원철호*, 박세광*, 이상훈***

Design of Implantable Middle Ear Hearing Aids Using an Electromagnetic Transducer

Jin-Ho Cho*, Byung-Seop Song*, Myoung-Nam Kim**, Chul-Ho Won*, Se-Kwang Park*, and Sang-Heun Lee***

요 약

본 논문에서는 초소형 코일-마그네틱으로 구성되는 전자 트랜스듀서를 이용하는 청각보조용 이식형 인공중이를 설계하였다. 세라믹 방식의 진동체에 비하여 음향특성은 우수하나 효율이 낮은 것이 문제점으로 지적되고 있는 전자 트랜스듀서 방식의 진동체를 효과적으로 구현하기 위하여 객관화된 진동체의 설계방안을 제시하였으며 시스템의 전력 전달 효율을 향상시킬 수 있도록 FM방식의 음성신호 전달용 체외기와 체내기를 설계하였다. 설계된 트랜스듀서 및 체외기와 체내기의 실험세트를 만들어 금속스트립 및 사체의 측두골을 대상으로 진동특성을 측정하였다. 그 결과 FM방식의 신호전달기법이 갖는 장점을 확인할 수 있었으며 증폭된 입력 음압에 해당하는 진동을 효과적으로 이소골에 전달할 수 있음을 보였다.

Abstract

In this paper, an implantable middle ear hearing aids using an electromagnetic transducer which consists of a tiny coil and a magnet is designed, and objective design method to implement a vibrator of the electromagnetic type transducer is proposed. Sound characteristic of the electromagnetic type vibrator is excellent but power transfer rate is lower than that of a ceramic type. To improve power transfer efficiency of system, external and inner part of a middle ear system is designed using FM transmission method. We implemented an experimental set of the designed transducer, inner part, and outer part. Then, we measured vibration characteristics of a metal strip and a temporal bone of a dead body. As the results, we confirmed the advantage of FM method and showed that designed transducer could effectively transmit vibration of amplified input sound pressure to ossicle.

1. 서 론

* 경북대학교 전자전기공학부(School of Electronic and Electrical Engineering, Kyungpook Nat'l Univ.)
 ** 경북대학교병원 의공학과(Department of Biomedical Engineering, Kyungpook Nat'l Univ. Hospital)
 *** 경북대학교 의과대학 이비인후과교실(Department of E.N.T., School of Medicine, Kyungpook Nat'l Univ.)
 ※ 이 논문은 1995년도 한국학술진흥재단의 공모과제 연구비에 의하여 연구되었음.
 <접수일자 : 1997년 10월 9일>

국내외에는 대단히 많은 난청자가 있으며 이들의 불편을 경감해 주기 위한 청각보조장치의 종류도 다양하다^[1]. 청각보조기는 이식형, 골전도형 및 귀 뒤(behind the ear ; BTE) 혹은 귀속(in the ear ; ITE)에 착용하는 일반보청기로 대별할 수 있으며 각 난청자에게는 난청의 종류와 원인 및 정도에 따라 이에 알맞은 청각보조기가 사용되고 있다. 상용화된 이식형 청각보조기

에는 이식형와우(cochlear implant system)가 있으며 이는 외이에서 내이쪽으로 음의 전달상태가 극히 불량하여 청각의 문턱치가 100dB SPL 이상이 되는 고도 난청자에게 유용한 방법이다^[2]. 현재 이 장치를 이용하면 일정기간의 청음훈련에 의해 완전히 청력을 상실한 사람에게 최소한의 의사소통을 제공할 수 있는 수준이나 일반 보청기에 비해 음질은 크게 떨어진다. 골전도형 보청기^[3]도 비이식형과 부분 이식형이 있으며 대체로 중이전음기가 나쁜 중등난청자에 대하여 일반 보청기와 병행하여 사용되고 있으나 착용에 따른 미용문제 및 고역 주파수특성이 좋지 않은 것이 단점이다. BTE 혹은 ITE 형의 일반 보청기는 최근 신호처리기술의 발전에 힘입어 성능이 향상되고 있으나 이득을 높일 경우 음향 피이드백에 의한 발전 현상이 나타나는 것과 파형의 왜곡에 의해 음질이 나빠지기 때문에 감음 신경성 난청자 혹은 중등 이상의 난청자에게는 적용이 곤란하다. 그러므로 중등 이상의 난청자와 혼합성 난청자에 대해 알맞은 보청기가 필요하다.

이러한 목적으로 최근 음성 신호를 증폭한 다음, 내이 입구에 직접 전달하는 이식형 중이 보청기(implantable middle ear hearing aids)에 대한 연구가 활발하게 이루어지고 있다. 지금까지 발표된 외국의 이식형 중이 개발을 위한 실험결과 및 보고서등^[4-6]에 의하면 음의 전달이 명료하고 자연음에 가깝다는 것을 향후 이식중이의 가장 큰 장점으로 지적하고 있다. 이식형 중이 보청기에는 진동체의 구동 방식에 따라 세라믹 바이몰프 형과 코일 마그넷형 전자 트랜스듀서 방식이 있다. 세라믹 방식은 주로 Yanagihara 등^[7]에 의하여 주로 연구되어 왔으며 진동체의 효율이 높다. 그러나 내이 입구에 바이어스 힘이 계속 가해지고 고역 주파수 특성이 나쁜 단점이 있다. 한편 Ko 등^[8]에 의하여 연구되어 온 전자 트랜스듀서 방식은 주파수 특성이 우수하며 바이어스 힘이 작용하지 않고 중이내부에 이식할 때 초소형 마그넷을 이소골을 제거하지 않고 설치가 가능한 장점이 있다.

전자 코일방식의 이식형 인공중이를 제작하려면 코일과 영구자석을 각각 어느 정도의 크기와 세기로 구현하여야 하며, 얼마만큼의 신호전류를 흘려야 하는지에 대한 정량적인 해석이 요구된다. 그러나 전자 코일방식의 트랜스듀서를 이용한 지금까지의 연구자들^[9-11]은 대략적인 실험데이터 혹은 경험적인 방법에 의존해 시스템을 설계하는 경우가 많았다. 청각 역치와 필요

구동력과의 관계 및 필요한 구동력을 제공하기 위한 코일-마그넷 진동체 설계를 위한 객관적인 방법이 개발될 경우 그리고 난청자의 청각레벨에 알맞은 진동체의 크기와 구동압력을 결정할 수 있으므로 수술공간 확보, 전지수명의 산출 등에 대한 종합적인 사전 예측과 계획을 할 수 있어 매우 편리할 것으로 판단된다.

또한, 청각보조기는 건전지의 수명을 오래 지속하기 위해서 시스템의 전력 소비를 최소화시킬 필요가 있다. 이식형 인공 중이는 음성신호를 증폭하여 AM변조 후 전자파 형태로 피부 내부에 이식된 체내기에 신호를 전달하게 된다. 그러나 AM검파된 음성 전류 신호는 매우 미약하기 때문에 Ko 등이 제안한 방법으로는 50dB이상의 중등 혹은 그 이상의 난청에 대해서는 대단히 큰 체외기의 입력 전력을 필요로 하며 따라서 건전지 수명이 그만큼 짧아진다. 그러므로 전자 트랜스듀서 방식의 이식형 중이를 실용화시키기 위해서는 체외기에서 체내기로 전달 효율을 높이는 방법을 모색하는 것이 바람직하다.

본 논문에서는 환자의 청력레벨에 알맞은 전자 트랜스듀서 방식의 청각보조용 이식형 인공중이를 개발하기 위해 임의의 청각 역치를 가진 환자에 적용할 수 있는 진동 트랜스듀서를 해석적인 방법으로 계산하여 코일-마그넷방식의 트랜스듀서 설계에 필요한 정량적인 기초를 마련하였고, 체내기와 체외기의 신호 전달시 손실이 많은 기존의 AM방식 대신 FM방식을 이용함으로써 손실이 적고 효율적인 신호 전달 방식을 제시하였다. 그리고 사람의 사체를 이용, 중이의 이소골에 자석을 부착한 후 전자코일에 의한 진동실험을 실시함으로써 실제로 시스템을 인체에 이식하였을 때 나타날 수 있는 진동 전달 특성을 조사하였다.

II. 청각보조용 이식형 인공중이시스템

이식형 인공중이의 신호전달 방법은 그림 1과 같이 중이전음기를 대신하여 직접 중이를 진동시키므로 기존의 보청기에 비하여 과도 응답이 떨어질 뿐 아니라 왜곡현상이 적어서 좋은 음질을 얻을 수 있다. 인공중이는 체내부와 체외부로 이루어지는데, 체외부는 마이크로폰, 음질 및 음량 조절과 증폭을 담당하는 부분, 변조 후 송신하는 부분과 배터리로 구성되며 송신코일에서 발사된 고주파는 피부와 수신코일을 경유하여 체내부로 전달된다. 체내부는 수신용 코일, 검파회로와 진동

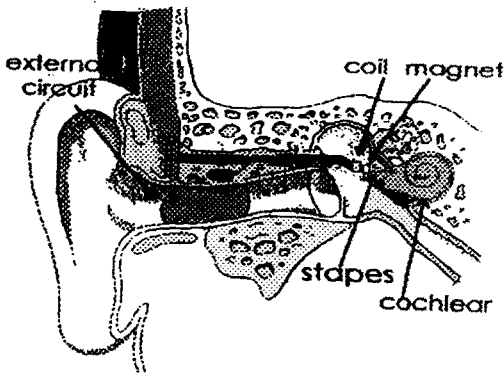


그림 1. 전자 트랜스듀서 방식의 청각보조용 이식형 인공중이시스템.

Fig. 1. Implantable middle ear system using electromagnetic type transducer.

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

III. 해석적인 방법에 의한 전자 트랜스듀서의 설계

난청자의 청각 역치가 P_a dB SPL이고 입력음압이 P_0 dB SPL인 경우 필요한 진동 트랜스듀서의 구동음압 P_w 는 Laybarger의 half gain 공식^[12]에 의하여

$$P_w = \frac{P_a}{2} + P_0 \quad [dB SPL] \quad (1)$$

로 주어진다. 코일에 음성전류가 흐를 경우 생기는 코일에 의한 자기장과 자석의 상호작용에 의해 트랜스듀서가 발생시켜야 할 진동력은

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

로 주어진다. 예를 들어 100dB SPL로 구동하고자 하면 9.6dyne의 힘이 필요한 것이다^[13]. 그림 2와 같은 트랜스듀서를 이용하여 진동을 발생시킬 경우 영구자석이 받는 힘은

$$F = \oint_c Idl \times B \quad [M] \quad (3)$$

이 된다. 여기서 dl 은 고정용 코일의 제적 C 의 미소길이이며 B 는 자석의 자장이다.

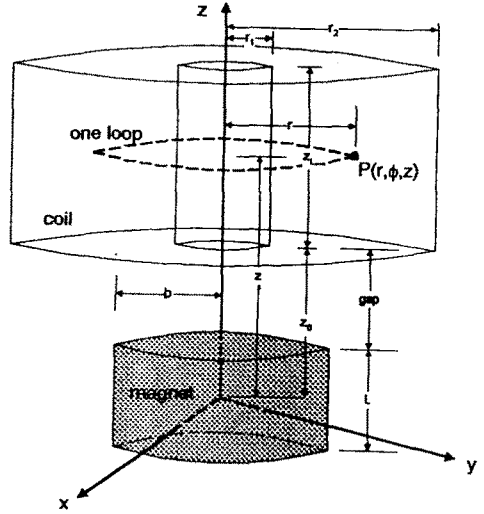


그림 2. 코일-자석의 배치

Fig. 2. Coil-magnet configuration.

여기서 전자 트랜스듀서를 평가하기 위한 Tr 을 다음과 같이 제안하기로 한다.

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

즉, 이는 진동 트랜스듀서의 코일에 흐르는 전류 I 에 따른 영구자석이 받는 구동력 F 에 해당하는 값으로서 트랜스듀서의 감도에 해당하는 물리량이며, 트랜스듀서의 성능을 나타내게 된다. 여기서 B 는 적분에서 상쇄되는 성분을 고려해 r 축 방향성분만 고려하면 된다. 자화상수가 M_0 인 자석을 전류가 흐르는 반지름 b 인 원형루프로부터 본다면 그림2로부터 점 P 에서의 r 축 방향성분의 자속밀도 B_r 은 다음 식과 같다.

$$B_r = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial z} \left(r \frac{\mu_0 M_0 L b^2 r}{4(z^2 + r^2)^{3/2}} \right) \quad (5)$$

여기서, b : 자석의 반지름,

L : 자석의 두께,

μ_0 : $4\pi \times 10^{-7}$ [H/m],

M_0 : 자화상수[A/m] 이다.

Tr 은 B_r 을 코일의 루프를 따라 적분한 것이므로 그림에서 보인 코일의 파라미터를 고려하면 다음 식과 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,
 z_0 : 자석의 중심에서 코일까지의 거리,
 z_L : 코일의 두께

로 주어진다.

실험에 쓰인 코일, 자석의 파라미터는 각각 $b=1\text{mm}$, $L=1\text{mm}$, $r_1=0.5\text{mm}$, $z_L=3\text{mm}$, $M_0=315 \times 10^3 \text{A/m}$ 이며, $z_0 = \text{gap} + L/2$, $r_2 = r_1 + N/1200$ 을 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 전류를 따라 Tr 값을 산출하여 진동트랜스듀서를 설계할 수 있다.

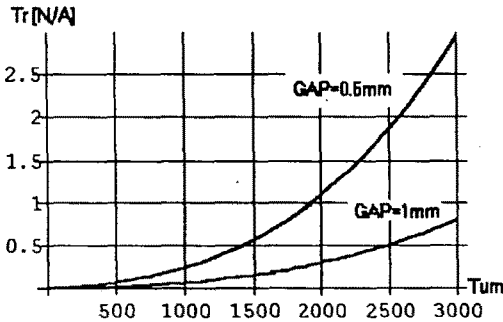


그림 3. 공극과 N에 따른 Tr 의 그래프
 Fig. 3. Plot of Tr for gap and N.

예를 들어, 100dB SPL이 필요한 난청환자를 위해 시스템을 설계한다면 코일-자석간의 공극이 1mm이고 권수가 2000회라면 Tr 은 0.3이고 필요전류는 0.32mA가 된다.

IV. FM 방식을 이용한 송수신부 설계

(1) FM 송수신 방식의 인공중이의 장점

미국의 Ko 등은 체외기에서 체내기로의 신호 전달 방식으로 그림 4와 같은 DSB방식의 AM 송수신방식을 이용하였다.

그러나 AM신호에서 양측대파는 정보를 지니고 있

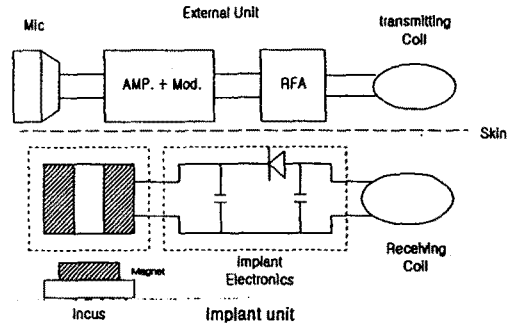


그림 4. 식형 인공 중이시스템의 블록 다이어그램
 Fig 4. Block diagram of implanted middle ear system.

지만, 반송파 캐리어 주파수에 해당하는 스펙트럼에는 변조된 정보가 없으므로 이에 해당되는 반송파의 전력은 손실에 해당된다. 그러므로 AM방식은 변조후 신호를 검파했을 때 전력 효율이 좋지 못하게 된다. AM변조방식에서 RF신호의 총전력과 신호전력의 비인 변조효율 η_{AM} 은

$$\eta_{AM} = \frac{m_a^2}{2 + m_a^2} \times 100 \quad [\%] \quad (7)$$

로 주어진다. 여기서 m_a 는 AM방식의 변조도이다. 그러므로 최대변조인 100%변조시 변조효율은 33%가 된다. 한편, FM변조파의 경우 신호내에 무수한 측대파가 나타나게 되는데 이중 검파대역폭 안에 존재하는 측대파의 합이 신호전력의 크기가 된다. FM신호의 전체전력 P_t 은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$P_t = \frac{A_c^2}{2} \left[J_0^2(\beta_f) + 2 \sum_{n=1}^{\infty} J_n^2(\beta_f) \right] \quad (8)$$

여기서, β_f : FM방식에서의 변조도,
 A_c : 반송파의 크기,
 J_n : Bessel 함수이다.

식 (8)의 우측 항은 FM신호의 측대파를 나타내는 것으로 이는 변조도에 대한 함수로 주어지는 Bessel함수 형태의 대역폭에 따라 신호전력의 크기가 결정되는 것을 알 수 있다. 대역폭이 커질수록 대역폭내에 존재하는 신호성분이 커지므로 효율이 높아짐을 알 수 있다. 그리고, 보통 FM 신호의 전력은 반송파 주파수 중

심으로 $2(\beta_f+1)f_m$ 내에 99%이상의 전력이 포함되므로 수신회로의 대역폭을 $2(\beta_f+1)f_m$ 으로 설계하면 거의 모든 신호전력을 검파해서 이용할 수 있다. 그러므로 FM 방식을 이용하면 대역폭은 AM방식에 비해 커지게 되지만 변조시 발생하는 전력손실은 거의 없앨 수 있어서 3배 이상의 이득을 얻을 수 있다.

(2) 송수신 회로 설계

그림 5는 송수신회로의 블록 다이어그램으로서 각 부분에 필요한 이득 및 전압을 표시하였다. 본 연구에서는 일상적인 회화 음압 레벨에 의하여 100dB SPL에 해당하는 진동을 등자뼈에 전달하도록 설계하고자 한다.

먼저 본 시스템에 사용하는 마이크로폰은 Knowles사의 제품인 초소형 표준 마이크로폰인 EA-1842를 사용하였는데 이의 무게는 0.13g 이며 감도는 60dB below 1 μ bar를 갖는 electret형 마이크로폰이다. 사람들이 일상적인 회화를 할 때 60dB 정도의 음압의 레벨을 가지므로 EA-1842를 사용하면 약 200 μ V 정도의 출력이 얻어진다. 이를 AGC를 갖는 프리앰프로써 40dB 증폭을 하면 B점에서 보이는 전압은 20mV가 된다.

AGC기능을 갖는 초소형 단일 전원 프리앰프로서는 캐나다의 Gennum사에서 발매하는 LD502 OP-amp IC가 있으며, 외부에서 AGC/compression이 걸리는 시작점을 임의로 조정할 수가 있다. 본 시스템에서는 AGC가 걸리는 문턱치를 60dB로 맞춘다. B점의 신호 출력은 음질 조정회로를 거칠 때 12dB의 손실이 일어나서 28dB의 이득이 되고 메인 앰프에서 40dB의 증폭을 시킴으로써 약 500mV의 음성신호가 얻어진다. 100dB 고도 난청자의 경우 half gain 공식을 적용하면 50dB의 보정기 이득이 요구되며 이득의 실제 구동해 주어야 할 음압에 상응하는 힘은 회화의 평균음압인 60dB SPL과 더함으로써 110dB SPL이 얻어진다. 이를 식 (2)에 의하여 등골 바닥에 미치는 힘으로 환산한 30dyne이 된다. 그리고 다음 식 (6)에 의하여 권수가 2000회인 경우 Tr값을 계산하면 Tr값은 0.3이 얻어지므로 전류값은 1mA가 된다. 권수 2000회, 굵기 0.3mm, $\Phi=3$ mm, 길이 2mm인 인공중이용 코일의 임피던스는 약 400 Ω 이기 때문에 G점의 전압 V_g 은 500mV가 필요하다. 이만한 출력 전압을 얻으려면 FM 송신 측에서 얼마만한 신호를 2차측으로 전달해야 하느냐를 결정해야 한다. FM 송신기의 전압-주파수 변환계수 및 수신기의 주파수-전

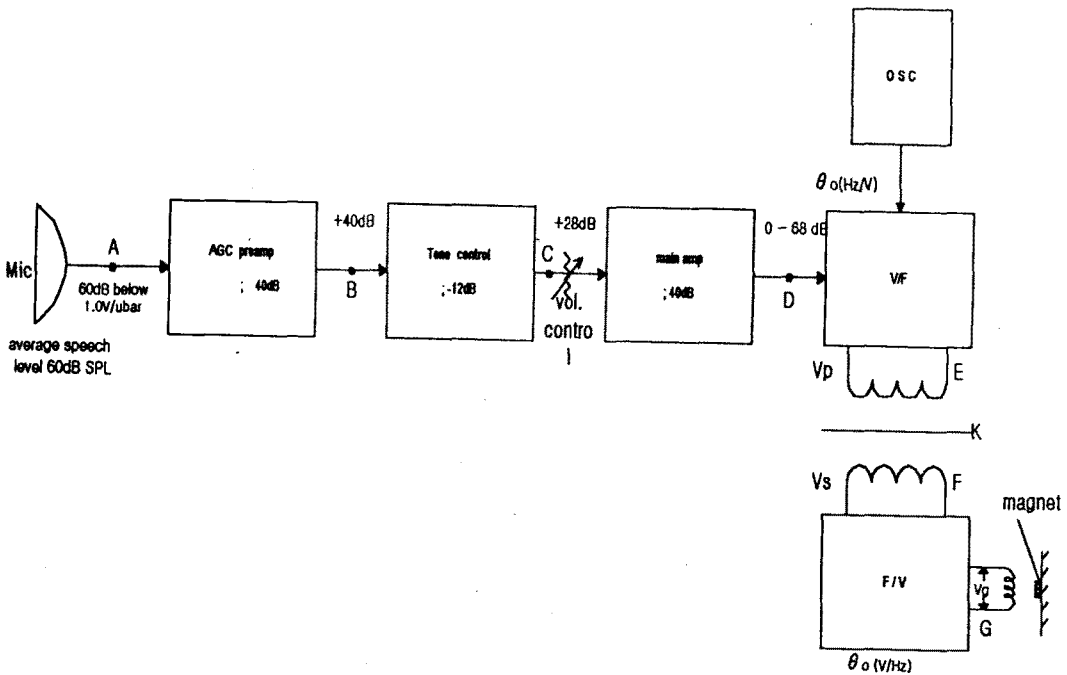


그림 5. 송수신부의 각 부분 필요이득 및 전압
Fig 5. Gain and voltage of each part.

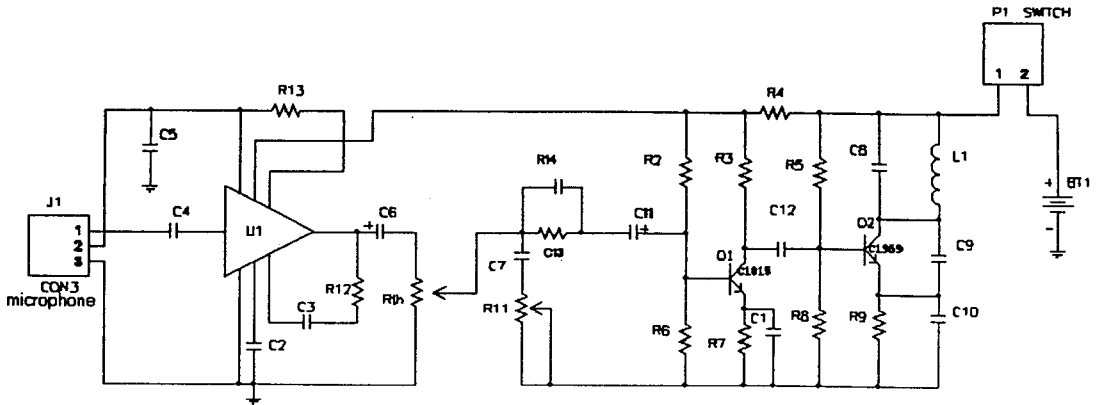


그림 6. 설계된 이식중이용 체외기 회로

Fig. 6. External circuit of implantable middle ear system.

압 변환 계수를 각각 θ_i 및 θ_o 라고 하면 FM 변조도 β 를 5로 둘 경우 10kHz 음성 대역에 대한 Δf 가 120kHz 이기 때문에 각각 $\theta_i = 4 \times 10^5 [\text{Hz/V}]$ 및 $\theta_o = 2 \times 10^{-6} [\text{V/Hz}]$ 가 되도록 해야 한다. 이것으로부터 D점에 인가해 주어야 할 변조부의 입력신호전압을 계산할 수가 있다. 즉 D점의 신호전압 V_D 는

$$V_D = \frac{V_g}{\theta_o} \cdot \frac{1}{\theta_i} \quad (9)$$

로 주어지며 θ_i , θ_o , k 및 V_g 를 대입하여 계산하면 500mV의 전압이 얻어진다. 이는 앞서의 설명과 같이 마이크로폰에서 얻어진 전압은 3단계를 거쳐 +40dB, -12dB 및 +40dB 증폭한 결과 전압이다.

블록도와 같은 순서를 토대로 설계된 송신 및 수신 회로는 각각 그림 6 및 7이다. 그림 6에서 U_1 은 AGC 기능을 갖는 프리앰프이며 Q_1 은 메인 앰프이고 Q_2 는 FM발전 및 변조회로이다. 중심 주파수는 5MHz가 되도록

설계하였으며 실제 회로 구현 시에 장치의 크기가 작아질 수 있도록 하는 동시에 전력소비를 가능한 작게 하도록 노력하였다.

V. 실험

(1) 체외기 및 체내이용 송수신회로 기판 제작

앞서 설계한 이식중이용 체외기는 향후 IC 제작 기술을 이용하여 크기를 작게 함으로써 BTE형이나 혹은 그림 1에서 보인 바와 같은 ITE형 어느 쪽으로도 구현이 가능하다. 본 실험에서는 이의 예비단계로서 2.5cm × 3.5cm 크기의 소형 기판에 구동용 배터리와 스위치, 음질 조정용 가변저항, 음량조정 가변저항과 FM송신용 체외기의 코일 및 나머지 회로소자들을 통합해서 제작하였다. 수신기 또한 1.5cm × 0.8cm 정도의 크기로 만들었으며 여기에 $\Phi = 1.5\text{cm}$ 의 수신용 코일을 연결하였다. 실제로 체내기를 측두골에 이식하기 위해서는 생체적 합성이 있는 폴리우레탄이나 티타늄 등의 재료로써 포장하여야 하며 제작된 소형코일을 중이 공간에 적합한 각도로 매달아 둘 수 있는 동시에 마그넷과 코일의 공극을 조절할 수 있는 고정기구를 제작할 필요가 있다. 그러나 본 실험에서의 제작 목적은 설계된 체외기 및 체내기 전자회로의 동작 상태를 검증하기 위한 것이며, 그림 8에 제작된 인공중이의 주요부분을 사진으로 나타내었다. 그림의 PCB를 만들기 전에 브레드보드상에서 실험하여 각종 회로 정수를 최적화시킨 다음 SMD(surface mount device) 기법에 의해 소형 PCB를 제작하였다. 실험 결과 Audio부 및 송수신부 모두 양호하게 동작하였으며, 주파수 특성을 측정할 특성 곡선

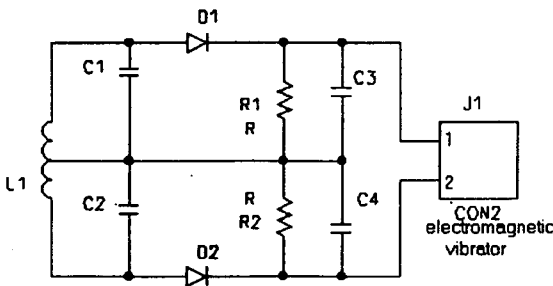


그림 7. 설계된 이식중이용 체내기 회로

Fig. 7. Internal circuit of implantable middle ear system.

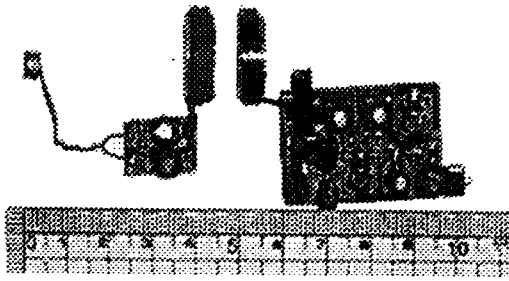


그림 8. 실험을 위해 구현한 이식중이용 회로
Fig. 8. Implemented circuit of implantable middle ear for experimental purpose.

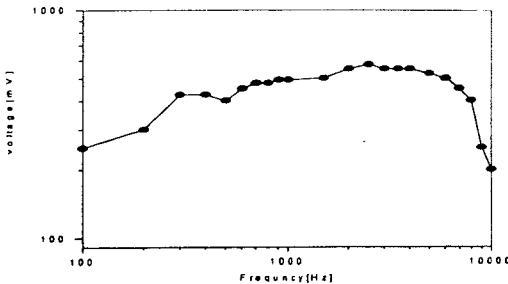


그림 9. 설계된 송수신회로의 주파수 특성
Fig. 9. Frequency response of designed circuit.

은 그림 9와 같다. 이 측정을 위해서 함수발생기(HP3310B)와 헤드폰 용 스피커(Nicholett ABR 시스템) 및 sound level meter(LA-220s)를 이용하여 tone control 저항을 중앙에 두고 음량조절용 가변저항을 최대로 둔 상태에서 측정 결과 다이내믹 레인지는 400Hz ~ 8.5kHz 정도였다. 일반적인 공기전도형 보청기의 경우 다이내믹 레인지는 500Hz ~ 2.5kHz 정도¹¹⁾이나 이식형중이는 이보다 음향의 충실도가 높은 것을 목표로 하기 때문에 실험에서 얻어진 다이내믹 레인지는 이러한 요건을 충족시킬 수 있다.

(2) 실험

제작된 회로를 이용한 진동 실험은 먼저 자석을 폭 2mm, 길이 2cm, 두께 0.2mm의 금속 스트립에 부착한 후, 8cm×7cm×5cm의 아크릴 판에 고정시켜 3000회를 감은 구동코일을 이용해 구동해 보았다. 신호원은 함수발생기를 이용하였으며 AM 회로에서 100%에 근접하는 최대 변조가 될 수 있도록 입력을 13mA

$p_{p,p}$ 로 인가하였고 FM 회로에도 같은 크기의 전압을 입력으로 인가하였다. 체외기 및 체내기를 거친 후 검파된 입력신호를 구동코일에 인가시켜 스트립을 진동하게 하였으며 코일과 자석의 갭은 1mm이고 구동코일은 800Ω, 1.8mH였다. 스트립의 진동은 진동측정기를 이용하였으며 구동한 결과를 그림 10에 나타내었다. 특정주파수의 높은 전위는 금속스트립의 고유주파수 때문이다. 위의 실험결과를 살펴보면 우선 전체 주파수 영역에 대해 FM 방식 시스템의 진동 폭이 AM 방식 시스템의 진동 폭보다 더 큰 것을 알 수 있다. 그리고 AM 회로의 송신부에서의 소비전력은 3V전원에 직류 4.95mA으로 14.85mW인데 비해 FM 회로의 송신부에서의 소비전력은 3V전원에 직류 4.01mA으로 12.03mW이다. 그러나 피부를 경유하여 체내부에 수신되어 검파회로를 거쳐 구동코일에 인가되는 구동전류는 AM 방식의 경우 1Hz의 음성신호에 대해 0.4mA $p_{p,p}$ 였고, FM 방식의 경우 0.7mA $p_{p,p}$ 가 되었다. 결국 체외부에서 약 20%의 전력소비를 줄였으며 트랜스듀서에는 1.75배 더 큰 전류를 전달하였으므로, FM 방식을 이용함으로써 약 2.1배 정도의 큰 신호를 전달했음을 알 수 있다.

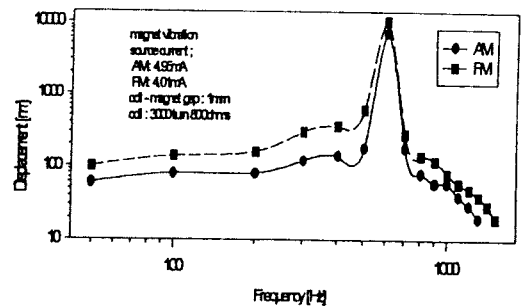


그림 10. AM 및 FM방식으로 구현한 시스템을 이용한 금속스트립의 변위
Fig. 10. Displacement of strip by AM and FM type system.

(3) 전자 트랜스듀서를 이용한 이소골 진동측정 실험
이식형 인공중이를 실제 사람에게 이식했을 때 고막과 이소골의 진동 폭과 주파수 특성을 알아 보기 위하여 그림 11과 같은 실험 장치를 설치한 후 사후 10일 이내의 사체의 이소골을 이용하여 직접 진동측정 실험을 하였다.

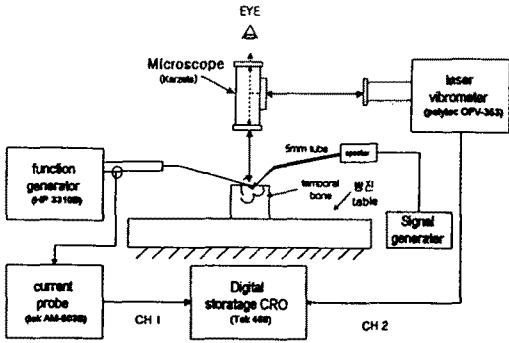


그림 11. 이소골 진동측정시스템의 구성
 Fig. 11. structure of ossicular chain vibration measurement system.

먼저 각 주파수에서 정현파의 70dB의 음압을 튜브를 통하여 외이도 입구에 넣었다. 음압은 sound level meter를 이용하여 튜브 끝에서 측정하였으며 모든 주파수에서 일정한 출력이 나오도록 신호 발생기의 출력 전압을 조절하였다. 그림 12는 레이저 진동측정기로 70dB SPL에 대한 등자뼈의 변위를 측정한 것이다.

한편, 고막의 umbo 또는 등자뼈에 자석을 고정한 후 2000회 감은 코일을 1mm갇을 유지하면서 5mA의 전류를 공급하여 등자뼈의 변위를 측정하여 그래프로 나타낸 것이 그림 13이다.

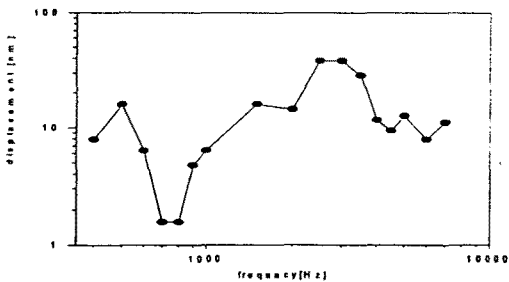


그림 12. 고막의 소리자극에 의한 등자뼈 변위 그래프
 Fig. 12. Stapes vibration by sound stimulation.

위의 그림 12를 살펴보면, 1 ~ 4kHz의 주파수 영역에서 등자뼈의 최대 진동이 일어난다. 그리고 그림 13에 결과를 보면 전자트랜스듀서에 의한 자극 역시 등자뼈 진동의 최대 진폭은 1 ~ 4kHz에서 일어남을 알 수 있다. 결국 각기 다른 자극에 대해 등자뼈의 최대 변위는 100 ~ 200nm정도이고 주파수 특성도 비슷함을

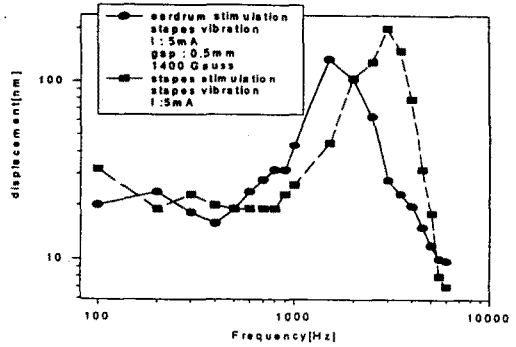


그림 13. 트랜스듀서 자극에 의한 등자뼈의 변위 그래프

Fig. 13. displacement of stapes by transducer stimulation.

알 수 있다. 그러므로 진동 트랜스듀서를 이용하여 이소골을 자극하면 소리의 자극과 거의 같은 신호를 전달할 수 있음이 확인된다. 그러나 그림 13의 실험결과에서 나타난 전류값과 변위의 크기 값을 살펴보면 5mA의 전류를 흘릴 때 등자뼈의 최대 변위 진폭이 200nm정도밖에 되지 않는 것은 좀 더 검토해 보아야 한다. 즉, 권수 2000회의 코일과 1400 Gauss의 자석이 1mm의 공극으로 떨어져 있을 때 앞서의 식 (6)을 이용하면 T_r 은 0.3이며 여기에 5mA의 전류가 흐를 경우 식 (3)에 의해 150dyne의 힘이 발생한다. 여러 가지 문헌^[14]에 의하면 고막에 가해진 9.6dyne의 힘은 등자뼈에 1 μ m 정도의 변위를 일으키는 것으로 되어있다. 이것과 비교하면 최대 200nm의 진폭은 계산된 값의 1/10도 안되는 진폭이다. 이와 같이 더 큰 자극이 가해짐에도 더 작은 진동이 생기는 이유는 실험에 사용된 측두골이 사체로부터 샘플링된 뒤 10여일 경과했기 때문에 이소골을 지지하고 있는 근육계통의 경직과 고막 등 주변 조직의 수분증발에 의한 경화가 일어나기 때문인 것으로 판단된다. 이와 같이 사체의 측두골에 대한 자극-변위 응답이 작기 때문에 앞서 설계 제작한 그림 8의 회로로 직접 구하였을 때는 코일의 로딩효과 때문에 구동 전류의 크기가 최대 0.5mA에 지나지 않기 때문에 변위가 매우 작아서 레이저 측정기의 측정 오차가 커짐으로 직접적인 특성곡선의 측정이 곤란하였다. 그러나 실제 생체를 대상으로 이식했을 때 제작된 장치의 구동은 이 정도로도 충분하다. 만일 150dyne과 같은 큰 힘이 등자뼈에 가해질 경우 청각은 심한 손상을 받게 될 것이다. 아래의 표에 설계 및 구현된 실험용 이식 중이 시스템의 재원을 실었다.

표 1. 구현된 실험용 이식중이용 체내기와 체외기의 재원

Table 1. Specification of external and inner circuit in inspection implantable middle ear system.

체 외 부	마이크로폰	Electret형 (EA-1842, Knowles사)
	체외코일	$\Phi = 1.5\text{cm}$, 8 turns, coil = 0.7mm
	audio amplifier	이득 80dB, volume control, tone control, AGC 기능
	송수신 방식	FM, $f_0 = 5\text{MHz}$
	사용 전전지	3V
	전지소비전류	6mA
	장치의 크기	기관 3.5cm(L) \times 2cm(W) \times 0.8cm(H)
	무게	10g(case 제외)
체 내 부	체내용 수신용 coil	$\Phi = 1.5\text{cm}$, 10turns, coil d=0.2mm, 12 turns
	진동체 coil	권수:2000, 내경:0.5mm, 외경:3mm, 높이:3mm, 저항:400 Ω , 인덕턴스 1.8mH
	영구자석	재료 : NdFeB, 지름 : 2.0mm, 높이 : 1mm, 무게 : 1.58mg, Br = 1400 Gauss
	FM 검파방식	double turning형
	송수신부의 다이내믹 레인지	400Hz ~ 8.5kHz

VI. 결 론

본 논문에서는 난청자의 청력레벨에 맞는 청각보조용 이식형 인공중이의 개발을 위해 코일-자석 방식의 진동체를 해석적인 방법으로 설계하였으며, 청각역치와 필요 구동력과 관계 및 구동력을 내기 위한 코일-영구자석의 설계방법을 제시하였다. 그리고 체내기와 체외기 사이의 전력전달 효율을 증대시키기 위하여 AM 방식의 신호 전달 대신 FM 방식을 적용함으로써 3배 이상의 전력이득이 있는 인공중이 시스템을 설계하였다. 이의 동작을 확인하기 위하여 관련 전자회로를 소형 PCB기판에다 제작하여 특성을 조사하였으며 사체를 이용한 이소콜의 진동실험을 실시하여 설계된 시스템이 신호를 잘 전달함을 확인하는 한편 인공중이 개발을 위한 기본 데이터를 획득하였다. 앞으로 실제 이식을 위한 재료 개발과 회로의 직접화 작업 및 생체 이식 실험 등의 과제가 남아 있으며 본 연구는 향후 인공중이의 실현에 기초 자료로 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

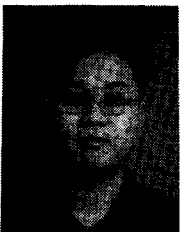
- [1] M. Pollack, *Amplification for the Hearing-Impaired*, 3rd edition, pp. 11-75, 1988.
- [2] K. J. Dormer, G. E. Bryce, and J. V. D. Hough, "Selection of Biomaterials for Middle and Inner Ear Implants," *Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, pp. 17-28, 1995.
- [3] T. Tsuiki, "補聽器と人工中耳," *Johns*. vol. 11, no. 4, pp. 533-536, 1995.
- [4] 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.
- [5] N. Yanagihara, K. Gyo, and Y. Hinohira, "Partially implantable Hearing Aid Using Piezoelectric Ceramic Ossicular Vibrator : Results of the Implant Operation and Assessment of the Hearing Afforded by the

- Device*," Otolaryngologic Clinics of North America, vol. 28, pp. 85-98, 1995.
- [6] R. L. Goode and M. Rosenbaum, "The history and Development of Implantable Hearing Aid," The Otolaryngologic Clinics of North America, vol. 28, pp. 1-17, 1995.
- [7] J. I. Suzuki and K. Kodera, "人工中耳の歴史," Johns. vol. 11, no. 4, pp. 507-514, 1995.
- [8] J. M. Kartush and M. Tos, "Electromagnetic ossicular augmentation device," Otolaryngologic Clinics of North America, vol. 28, pp. 155-172, 1995.
- [9] John M. Fredrickson, James M. Coticchia, and Sid Khosla, "Ongoing investigations into an implantable electromagnetic hearing aid for moderate to severe sensoryneural hearing loss," The Otolaryngologic Clinics of North America, vol. 28, pp. 107-120, 1995.
- [10] Anthony J. Maniglia, Wen H. Ko, and Mary Rosenbaum, "Contactless semi-implantable electromagnetic middle ear device for the treatment of sensoryneural hearing loss," The Otolaryngologic Clinics of North America, vol. 28, pp. 121-140, 1995.
- [11] Richard L. Goode, "Current status and future of implantable electromagnetic hearing aids," The Otolaryngologic Clinics of North America, vol. 28, pp. 141-145, 1995.
- [12] M. C. Pollack, *Amplification for the hearing-impaired*, 3rd edition, Grune & stratton, Ltd. pp. 33-38, 1988.
- [13] J. Suzuki, *Middle ear implant: Implantable hearing aids*, Tokyo, Karger, 1988.
- [14] M. P. Norton, *Fundamentals of noise and vibration analysis for engineers*, Cambridge University Press, pp. 238-239, 1951.

 著 者 紹 介

조진호

『센서학회지 제3권 제3호』 논문 94-3-3-05, p.35 참조
 현재 경북대학교 전자·전기공학부 교수, 경북대학교병원 의공학과장.



송병섭

1994년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업(학사), 1997년 8월 경북대학교 전자공학과 졸업(공학석사). 주관심분야 : 의용 신호처리, 회로 시스템 설계.

김명남

『센서학회지 제3권 제3호』 논문 94-3-3-05, p.35 참조
 현재 경북대학교병원 의공학과 전임강사.

원철호

『센서학회지 제6권 제4호』 논문 97-6-4-08, p.315 참조

박세광

『센서학회지 제1권 제1호』 논문 92-04, p.41 참조
 현재 경북대학교 전자·전기공학부 부교수



이상훈

1948년 12월 5일생. 1973년 2월 경북대학교 의과대학 졸업(이학사), 1977년 2월 경북대학교 동대학원 졸업(의학석사), 1986년 2월 전북대학교 예방의학과 졸업(의학박사), 1973년 2월~1978년 2월 이비인후과 전공의(경북대학교 병원), 1979년 4월~1981년 4월 국군 대구 통합병원 이비인후과 과장, 1982년 7월~현재 경북대학교 의과대학 교수, 1984년 7월~1985년 6월 미국아오오와 대학 이비인후과 텔로우, 1986년 10월~1987년 3월 일본 경도대학 이비인후과 공동연구원.