

## 자기결합방식의 이식형 인공중이의 제안

정영숙·윤영호·박재훈·송병섭·이승하·김명남\*·조진호

경북대학교 전자전기공학부, \*경북대학교병원 의공학과  
(1998년 5월 29일 접수, 1998년 9월 18일 채택)

### Proposal of Magnetic Coupling Type Implantable Middle Ear Hearing Aid

Y.S. Jung, Y.H. Yoon, J.H. Park, B.S. Song, S.H. Lee, M.N. Kim\*, J.H. Cho

School of Electronic and Electric Engineering, Kyungpook National University  
\*Department of Biomedical Engineering, Kyungpook National University Hospital  
(Received May 29, 1998, Accepted September 18, 1998)

**요약** : 본 논문에서는 회로가 간단하고 체내에 삽입되는 부분이 영구자석만으로 이루어져있는 새로운 방식의 이식형 인공중이를 제안하였다. 트랜스듀서의 갭 조정이 필요없어 수술이 간편해지며, 코일을 외부로 보이지 않게 옷 내부에 둘 수 있어서 미용적인 측면에서도 우수하다. 제안된 이식형 인공중이의 성능을 측정하고 난청자의 청각 역치에 맞는 시스템을 설계하기 위하여 트랜스듀서를 통해 내이로 전달되는 힘을 정량적으로 해석하였으며, 진동특성 실험을 통해서 이 해석의 타당성을 증명하였다. 또한 사람의 측두골을 이용하여 직접 침골(incus)의 진동변위를 측정하였다. 이 실험으로 제안된 시스템이 실제로 사람의 몸에 설치되었을 때 이소골(ossicles)을 충분히 진동시킬 수 있음을 증명하였다.

**Abstract** : In this paper, a new type of implantable middle ear hearing aid, which consists of external loop coil, a small magnet and a simple external device, is proposed. The internal device of proposed type consists of only a small magnet and the external device does not need to be positioned behind the ear or in the ear canal. The proposed type is excellent in cosmetic sides and very convenient to use, because the external device can be hidden in upper garment and collar of clothes. Also, purposely this type doesn't need to be small on the size of battery, which means it has longer battery life. Therefore, the battery is not necessary to be charged frequently. It also can solve the difficulty of gap calibration at surgical operation which conventional implantable middle. Therefore, the battery is not necessary to be charged frequently. It also can solve the difficulty of gap calibration at surgical operation which conventional implantable middle ear hearing aid has. We investigate the performance of proposed implantable middle ear hearing aid and we analyze that proposed type is appropriate for mild and severe hearing impaired person and the result of experiment showed the accuracy of our analysis. For the validation of our analysis we used the temporal bone at the experiment and confirm that ossicles can be vibrated when the proposed system installed in the body.

**Key words** : Middle ear, Implant, Transducer, Electromagnetic

### 서 론

이식형 인공중이는 음성신호를 전기적인 신호로 변환시킨 후 이 신호를 기계적 진동으로 바꾸어 내이에 전달해 줌으로써 기

존 보청기의 문제점인 음향의 피드백에 의한 하울링 현상[1]을 해결하고 음의 왜곡현상을 개선해 줄 수 있다. 지금까지 세계 각국에서 이식형 인공중이에 관한 연구가 행해지고 있으며, 이는 음성신호를 처리한 후 전자파로 변환하여 체내기로 전달시키는 체외기와 몸 안에 들어온 신호를 검파하여 진동으로 변환시켜 내이로 전달하는 체내기로 구성된다. 일반적으로 이식형 인공중이의 트랜스듀서는 압전 방식[2-3]과 코일-영구자석 방식이 대표적이다. 압전방식의 경우 세라믹 바이볼프 타입의 트랜

\*본 연구는 보건복지부에서 주관한 97년도 선도기술 의료공학 기술개발사업의 지원(HMP-96-C-2-29)에 의하여 이루어진 것임.  
통신저자 : 정영숙, (702-701) 대구시 북구 산격동 1370번지  
경북대 전자전기공학부, Tel. (053)950-5538,  
E-mail : sook@palgong.kyungpook.ac.kr

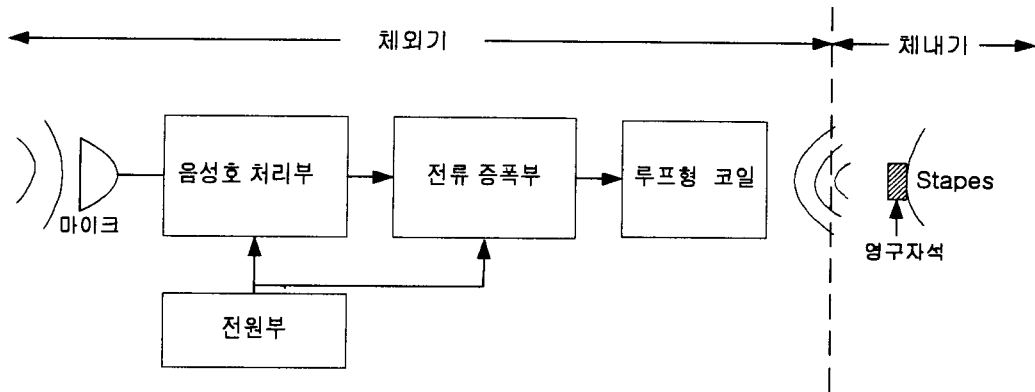


그림 1. 제안된 이식형 인공중이 시스템의 블록도  
Fig. 1. Block diagram of proposed implantable middle ear system

스튜서가 등골(stapes)을 진동시키며 내이 입구에 기계적 스트레스를 줄 수 있는 등의 단점이 지적되고 있다. 한편 자석과 여러 번 감은 코일로 이루어진 코일-영구자석 방식의 경우 코일에 교류 전류가 흐르게 되면 이것은 자장을 형성하고 이소골(ossicles)에 붙어있는 자석이 이 자장에 의해서 힘을 받게 되어 진동하게 된다[4]. 따라서 음성신호가 기계적 진동으로 변환되어 직접적으로 내이에 전달된다. 이러한 이식형 인공중이는 몸속에 체내기를 이식해야 하므로 크기를 가능한 한 작게 만드는 동시에 수신기를 생체에 적합하게 패키징 해야하고, 수술시 트랜스듀서의 갭을 조정해야하는 어려움이 있다[5]. 한편 귀 뒤나 외에도 거치 되는 체외기는 크기와 무게를 최소화해야 하므로 배터리 크기를 작게 해야하나 이 경우 배터리 교환을 자주 해주어야 하고 효율적인 신호전달을 위해 음성신호의 변조가 필요하여 회로가 복잡해지는 단점이 있다[6].

본 논문에서는 이러한 문제를 해결하기 위하여 새로운 형태의 인공중이를 제안하고, 이 진동체의 특성을 정량적으로 해석하였으며, 타당성을 실험을 통하여 검증하였다. 또한 사람의 측두골을 이용하여 진동실험을 하였다. 이 실험으로 제안된 시스템이 실제로 사람의 몸에 설치되었을 때 이소골(ossicles)을 진동시킬 수 있음을 증명하였다.

제안된 이식형 인공중이는 체내기가 단지 소형의 영구자석만으로 되어있어 갭 조정이 불필요하므로 수술이 기존 방식에 비해 훨씬 간단하다. 또한, 변·복조가 필요 없어 회로가 단순화되고 체외기를 옷가지 등에 부착 가능하므로 배터리의 교환이 쉽고 크기를 크게 할 수 있어 교환을 자주하지 않아도 된다. 그리고 코일을 옷안에 은닉하여 설치 할 수 있기 때문에 미용적인 측면에서도 우수하여 착용시의 거부감을 줄일 수 있다.

**구조와 원리**

그림 1과 그림 2에서 제안된 이식중이 시스템의 블록도와 구조를 나타낸다.

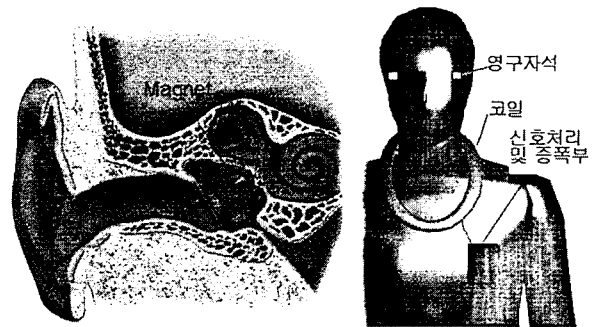


그림 2. 제안된 이식형 인공중이 시스템의 구조  
Fig. 2. Configuration of proposed implantable middle ear system

체외기는 마이크로 폰, 신호처리 및 전류 증폭부, 전원부, 루프형 코일로 구성되며, 체내기는 영구자석으로 구성되어있다. 마이크로 폰을 통해 음성신호가 전기신호로 변환된다. 신호처리부에서는 마이크로폰으로부터 들어온 신호를 주파수 특성을 고려하여 증폭, 음량·음질을 조절하며, 전류 증폭한 후 코일로 전달하게 된다. 루프형 코일에 전달된 전류는 자장을 발생시키고 이것에 의해 중이 내에 이식된 영구자석이 진동하여 내이로 직접 신호를 전달한다. 제안된 이식형 인공 중이 시스템은 그림 2와 같은 구조로 사람의 몸에 착용된다.

**진동 트랜스듀서의 해석**

그림 2에서 제안된 방식의 인공중이를 설계함에 있어 관건이 되는 것은 중이 이소골(ossicles)에 이식되는 자석의 체적과 세기 및 목 외곽 부위에 설치되는 코일의 권수와 이 코일에 흘러주어야 하는 적당한 음성 전류의 크기이다. 이들을 정해 주기 위해서 먼저 코일과 이소골에 설치된 영구자석 사이에 미치는 힘에 관한 해석이 필요하다. 실제 이식중이에 응용하고자 할 때

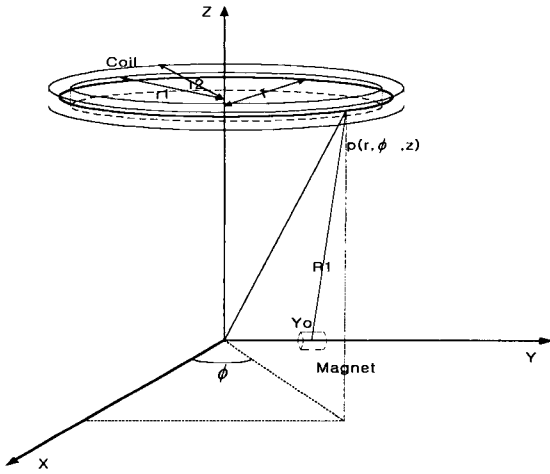


그림 3. 코일과 자석의 배치  
Fig. 3. Configuration of coil and magnet

영구자석은 등골(stapes)이 움직이는 방향을 고려하면 코일 중심축 상이 아닌 곳에서 수평으로 진동하는 형태를 취한다. 이를 구체적으로 나타내면 그림 3과 같다.

먼저, 자석이 만드는 자장 내의 코일이 받는 힘은 코일이 자석에 미치는 힘과 같으므로[7] 힘의 기본적 식은 다음과 같다.

$$F = \int I dl \times B [N] \quad (1)$$

여기서,  $dl$ 은 코일의 미소길이이며,  $I$ 는 미소길이  $dl$ 에 대한 코일의 단위전류이고,  $B$ 는 자석에 의한 자장이다.

구좌표계에서 자석에 의해서 한 점 P에 미치는 자속밀도 B는 다음과 같다.

$$B = \frac{1}{r} \left( \frac{\partial A_z}{\partial \phi} - \frac{\partial r A_\phi}{\partial z} \right) \hat{r} + \left( \frac{\partial A_r}{\partial z} - \frac{\partial A_z}{\partial r} \right) \hat{\phi} + \frac{1}{r} \left( \frac{\partial r A_\phi}{\partial r} - \frac{\partial A_r}{\partial \phi} \right) \hat{z} \quad (2)$$

자석이 축의 중심에 위치해 있지 않고 자석 또한 누워있는 형태이므로, 식 (2)의 벡터포텐셜 A는 여러번의 축변환을 거쳐 다음과 같이 주어진다.

$$A_r = - \frac{\mu_o I_m b^2 z \cos \phi}{4R_1^3} \quad (3)$$

$$A_\phi = - \frac{\mu_o I_m b^2 z \sin \phi}{4R_1^3} \quad (4)$$

$$A_z = - \frac{\mu_o I_m b^2 r \cos \phi}{4R_1^3} \quad (5)$$

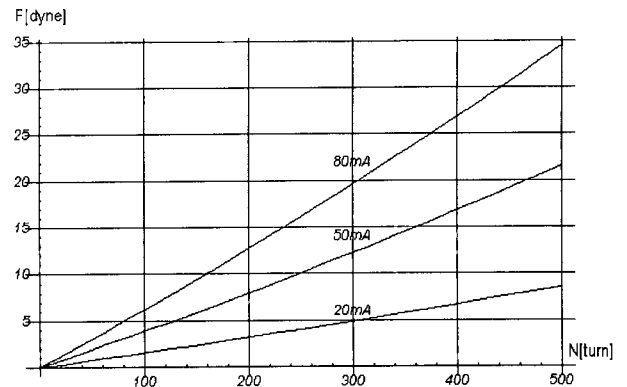


그림 4. 전류와 감은 횟수에 따른 힘  
Fig. 4. Plot of Force for current and turn

여기서,  $R_1 = \sqrt{(r \sin \phi - Y_0)^2 + (r \cos \phi)^2 + z^2}$  은 자석과 점 P 사이의 거리이고  $b$ 는 자석의 반경이며,  $I_m$ 은 자석의 등가전류이고,  $\mu_o$ 는 투자율로서  $4\pi \times 10^{-7} [H/m]$ 로 주어진다. 균일하게 자화된 원통형의 자석일 경우에 원주전류밀도가  $M_o$ 인 원통판과 같으므로 자석의 총 등가 전류는 자석의 원주전류밀도  $M_o$ 의 자석의 미소 길이  $dz_m$ 에 대한 적분으로 구할 수 있으므로  $I_m = M_o Z_m$ 으로 나타난다. 또한 코일의 전류밀도는 식 (6)와 같다.

$$J = \frac{\text{total current } NI}{Z_l(b_2 - b_1)} [A/m^2] \quad (6)$$

여기서, N은 코일의 감은 회수이며,  $I$ 는 코일에 흘려주는 전류이다. 따라서 코일에 미치는 힘 F은 식 (1)을 이용하여[8-9]

$$F_z = 2\pi J \int_{z_0}^{z_0+Z_l} \int_{r_1}^{r_2} \int_{-\pi}^{\pi} r B_r d\phi dr dz [N] \quad (7)$$

$$F_r = 2\pi J \int_{z_0}^{z_0+Z_l} \int_{r_1}^{r_2} \int_{-\pi}^{\pi} r B_z d\phi dr dz [N] \quad (8)$$

로 주어진다.

- 여기서,  $M_o$ : 영구자석의 자화
- $Z_o$ : 코일과 자석의 수직 거리
- $Y_o$ : 자석의 중심축으로부터의 거리
- $Z_l$ : 코일의 높이
- $r_1$ : 코일의 내부반경
- $r_2$ : 코일의 외부반경이다.

총 힘의 크기는  $F = \sqrt{F_z^2 + F_r^2}$  으로 나타낼 수 있다.  $F_r$ 은 계산에 의해  $F_z$ 의 약 1/250배로 매우 미소하므로  $F \approx F_z$ 로 표현 가능하다. 실험에 쓰인 코일, 자석의 파라미터는 각각  $M_o = 637 \times 10^3 A/m$ ,  $Z_m = 2mm$ ,  $Z_l = 2mm$ ,  $r_1 = 6mm$ ,  $r_2 = N\phi^2/Z_l +$

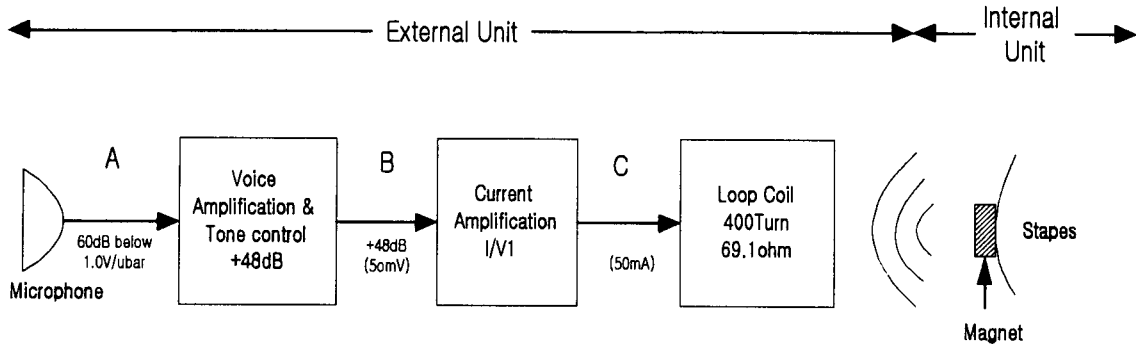


그림 5. 시스템 각 부분의 필요이득 및 전압, 전류  
 Fig. 5. Needed gain, Voltage and current of proposed implantable middle ear system

$r_1$ ,  $\phi$ (코일의 굵기)=0.27mm를 식 (7)에 대입하여 코일의 권수와 전류에 따른 코일-자석 간의 힘 F의 변화를 구하여 그림 4에 나타내었다.

그림 4로 부터 공급되는 전류와 코일의 감은 회수에 따라 힘을 산출하여 적절한 코일의 권수와 흘려주어야 하는 전류 등을 구하여 알맞은 진동 트랜스듀서와 시스템을 설계할 수 있다.

시스템 설계

시스템의 입력부는 마이크로 폰이며 출력부는 루프 코일-자석의 진동체이다. 본 시스템은 초소형 보청기용 마이크로폰인 EA-1842를 기준으로 설계하고자 한다. 마이크로폰 출력단자 전압은 0dB에서 0.0002 $\mu$ bar이므로 다음과 같이 주어진다[10].

$$V_m = 1000 \times 0.0002 \mu\text{bar} \times (10^{\frac{P_s}{20}})V/\mu\text{bar}[\text{mV}] \quad (9)$$

예를 들어 평균음압이 60 dB인 스피치 사운드가 마이크로 폰에 인가되면 마이크로 폰의 출력 전압은  $V_m = 200\mu\text{V}$ 가 된다. 난청자의 청각역치가 Pa [dB SPL]이고, 입력음압이  $P_q$  [dB SPL]일 경우 필요한 진동 트랜스듀서의 구동음압 PW는 F. Lybarger의 half gain rule공식[11]에 의해

$$P_w = P_q/2 + P_d[\text{dB SPL}] \quad (10)$$

로 주어지므로 난청자에게 필요한 음압값을 계산할 수 있다.

청각 역치가 90dB인 중등고도 난청자인 경우 Half Gain 법칙을 적용하면 45dB의 보청기 이득이 요구되며 스피치 사운드의 평균 level이 60dB SPL정도 이므로 필요한 진동 트랜스 듀서의 구동음압은 식 (11)에 의해 105dB로 계산된다.

자석을 등골에 붙이는 경우 등골에 미치는 힘은[12]

$$F = 9.6 \times 10^5 \times 10^{0.5/20} \quad (11)$$

이므로 힘은 17.1dyne이 되며, 권수가 400회인 경우 본 논문에서 사용한 루프코일 및 영구자석 트랜스듀서에 필요한 전류는

50mA가 된다. 코일의 인덕턴스가 작아서 임피던스는 대부분 저항에 의해 결정된다. 권수가 400회인 경우 코일의 저항은 69.1 $\Omega$ 이므로 전류증폭기에서의 출력전압은 C점에서 필요한 구동 전압은 3.46V이다. 이 정도의 출력을 얻으려면 시스템에서 얼마의 증폭도를 주어야 할 지를 결정해야함을 고려해 계산하면 대략 신호처리부에서 48dB정도의 증폭을 해주어야 하며, 또한 C 점에서 50mA의 전류를 구동하기 위해서 전류 증폭기에서도 트랜스컨덕턴스(I/V)가 1을 가지도록 설계해야 한다.

실험 결과 및 고찰

앞서 해석한 루프 코일에 흐르는 전류에 의해 영구자석이 받는 힘 해석의 타당성을 검증하고, 중이의 이소골 내에 소형 영구자석 진동체를 설치했을 때 실제로 이소골의 진동 특성을 알아보기 위하여 다음과 같은 두가지 실험을 하였다. 먼저 영구자석이 받는 힘에 대한 계산 결과를 증명하기 위해서 다음과 같은 실험을 하였다. 초소형 영구자석에 미치는 수 dyne정도의 미소한 진동력을 직접 측정하는 것은 매우 곤란하기 때문에 본 실험에서는 진동체의 공진특성을 이용하여 계측하고, 측정된 진동특성 그래프를 이용하여 힘을 구하였다. 우선 그림 3과 같이 코일과 자석을 배치한 후 가변주파수 전원으로 함수발생기(HP 3310B)를 이용하여 코일에 전류 50mA<sub>p-p</sub>를 흘려주었다. 표 1과 2는 각각 실험에 쓰인 영구자석과 코일의 제원을 보여준다.

실험을 위해 지름 12mm의 링에 얇은 셀로판 막을 입힌 후에 2000 Gauss의 자속 밀도를 가지는 높이 2mm, 지름 2mm인 원통형의 영구자석을 중앙에 부착하고 지름이 0.27mm 코일을 내경이 6cm로 각각 200, 300, 400번 감았다. 코일과 자석 사이의 거리는 18.5cm이며, 자석이 중심에서 벗어난 거리는 4.5cm정도이다. 함수 발생기(HP-3310B)로 50mA<sub>p-p</sub>의 전류를 코일에 주파수에 관계없이 균일하게 공급하였다. 자석의 진동 변위는 셀로판 막에 붙어있는 자석의 뒷면에 반사테입을 붙혀 반사되는 빛을 레이저 바이브로미터(Polytec OFV2200)을 이용하여 측정하였다. 그림 6은 주파수에 따른 영구자석의 변위를 보여준다.

표 1. 영구자석의 제원  
Table 1. Specification of Magnet

영구자석					
항목	재료명	지름 mm	높이 mm	무게 mg	B Gauss
값	NdFeB	2	2	44.6	2000

표 2. 코일의 제원  
Table 2. Specification of Coil

코일				
항목	권수 turn	내경 cm	인덕턴스 mH	저항 ohm
값	200	12	15.99	34.1
	300	12	29.6	47.3
	400	12	59.4	69.1

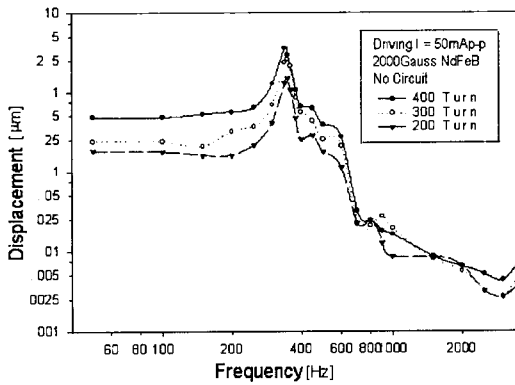


그림 6. 주파수에 따른 영구자석의 변위  
Fig. 6. Displacement of magnet for frequency

영구자석의 무게와 셀로판 막의 공진 특성에 의해 다음과 같이 나타나며, 최대치일때의 주파수는 셀로판 막의 공진 주파수이다. 실험 결과 얻어진 특성곡선은 380Hz부근에서 공진 피크를 가지고 있을 뿐만 아니라 다이내믹레이지도 600Hz에 미치지 못하고 있기 때문에 실제로 중이의 진동특성이 아니다. 즉, 이 실험은 단지 컴플라이언스가 중이에 비해 비교적 큰 셀로판 막이 진동하는 공진특성을 얻고 이로부터 루프 코일을 흐르는 전류에 의해 영구자석 진동체가 받는 힘의 크기를 간접적으로 구해 나가기 위한 것이다. 따라서 이 그래프로부터 측정된 진동특성 계수들로부터 실제 자석의 진동력을 계산할 수 있다.

루프형 코일에 사인파형의 일정한 크기의 전류를 공급하는 것은 진동부에  $F \sin wt$ 의 힘을 계속 작용하는 것과 같으므로 부하측의 영구자석의 변위를  $x$ 로 두면 다음과 같은 방정식이 성립된다[13].

$$F \sin wt = L_m \frac{\partial^2 x}{\partial t^2} + R_m \frac{\partial x}{\partial t} + \frac{x}{C_m} \quad (12)$$

여기서,  $L_m$ : 셀로판 막과 영구자석의 무게에 의한 Inertance

$R_m$ : 셀로판 막의 기계적 저항

$C_m$ : 셀로판 막의 Compliance 이다[13-14].

위 식의 미분방정식의 해는 식 (9)와 같다[15].

$$x = \frac{F}{L_m \sqrt{(1/(L_m C_m) - \bar{\omega}^2)^2 + (R_m \omega / L_m)^2}} \times \sin(\omega t - \tan^{-1} \frac{\omega R_m / L_m}{1/(L_m C_m) - \bar{\omega}^2}) \quad (13)$$

위 식의  $\frac{F}{L_m \sqrt{(1/(L_m C_m) - \bar{\omega}^2)^2 + (R_m \omega / L_m)^2}}$  항은 구동

력에 따른 변위 진폭의 이론치를 나타내는 것이며, 따라서 힘 F는 다음 식과 같이 나타낼 수 있다.

$$F = x L_m \sqrt{(\frac{1}{L_m C_m} - \bar{\omega}^2)^2 + (\frac{R_m \omega}{L_m})^2} \quad (14)$$

또한 자석의 진동변위 실험에 의한 주파수 응답으로부터 셀로판 막과 자석의 진동특성 계수인  $L_m, R_m, C_m$ 도 구할 수 있다. 측정에 의해  $L_m=46\mu H, R_m=17.34m\Omega, C_m=4.49mF$ 이므로 힘은 식 (14)에 의해 16~17dyne 정도가 되고, 그림 4에서 400turn, 50mA일때 17dyne 정도로 실험과 측정이 일치함을 알 수 있다. 이는 앞에서 언급하였듯이 105dB SPL의 구동음압을 원하는 난청자가 있을 경우에 이 시스템으로 구동이 가능함을 실험을 통하여 확인시킨 것이다.

다음으로 자기결합방식의 이식형 인공중이 시스템이 실제 사람의 귀에서 어떻게 적용되며 위 계산과 실험의 타당성을 증명하기 위해서 사체로부터 샘플 측정된 사람의 측두골 내부의 이

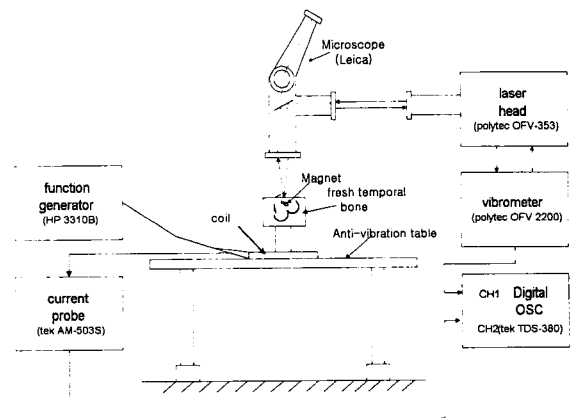


그림 7. 진동변위 측정시스템의 구조  
Fig. 7. The structure of vibration displacement measuring system

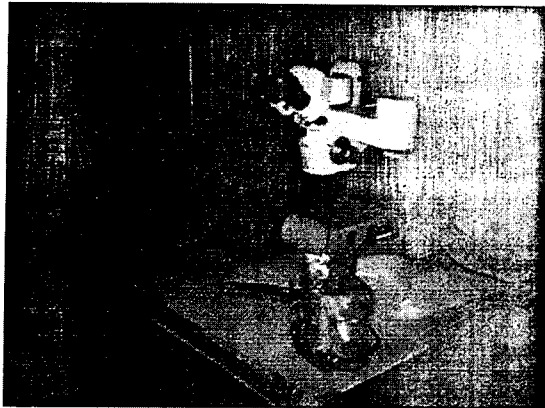


그림 8. 측두골을 이용한 이소골 진동 실험의 사진  
 Fig. 8. Photograph of the measurement of vibration displacement

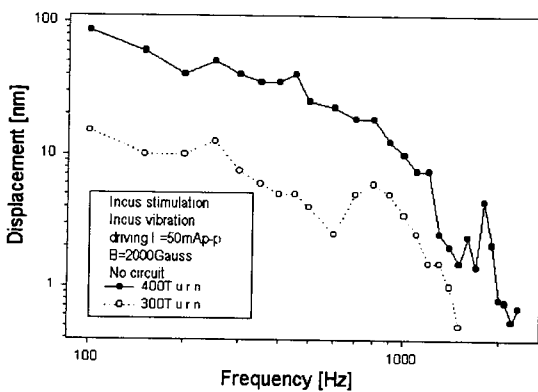


그림 9. 침골에 자석을 부착하였을 때의 자석의 진동변위  
 Fig. 9. Vibration displacement of the magnet at incus for frequency when 50mAp-p current was provided to coils

소골 위에 자석을 얹고 진동변위를 측정하였다. 그림 7, 8과 같이 이소골의 진동변위 측정 실험 시스템을 구성하였다. 이전 실험에서 쓰인 것과 같은 영구자석(NdFeB, 2000Gauss)을 침골(incus)에 붙였으며 300회, 400회 감은 코일을 이용하여 함수 발생기(HP 3310B)로 50mAp-p의 전류를 흘려주었다. 다른 실험 조건은 전 실험과 동일하다. 침골에 자석을 부착하여 진동시켰을 때 침골(incus)의 진동 변위 그래프는 그림 9와 같다.

저주파일 경우에 상대적으로 큰 진동변위를 보이며, 이 때의 진동변위의 크기는 약 100nm가 된다. 트랜스듀서의 자극으로 인한 이소골의 진동 실험이 많은 연구인들에 의해 보고되어왔다. 그 중 Wen. H. Ko의 보고서[5]에 따르면 사람의 fresh bone을 이용하여 침골을 자극 후 침골 자체의 떨림을 측정한 실험 결과가 위 실험 결과와 매우 비슷한 결과를 얻을 수 있다. 위의 보고서는 코일-영구자석형 트랜스듀서에 6mAp-p의 전류

를 공급하였을 때 72dyne의 힘이 이소골에 공급되며 이 힘으로는 침골(incus)을 100nm이상 진동시킬 수 있다고 하였으며 침골에 100dB SPL의 구동음압은 등가적으로 약 8.9dyne힘이라고 하였다. 그림 9의 결과는 Wen. H. Ko의 결과에 비교해 비교적 적은 변위이며, 거의 동일한 주파수 특성을 가진다. 본 실험은 16~17dyne의 힘으로 구동한 것이며, 실험에서 사용한 측두골이 사후 1년이상 된 것이라 죽은 직후의 측두골보다는 딱딱해져서 진동변위가 작았을 것이라 추측된다. Fresh temporal bone으로 실험을 했을 경우에는 더 좋은 결과를 기대할 수 있을 것이며, 이 실험으로부터 제안된 시스템을 사람의 몸에 설치하여 이소골을 충분히 진동시킬 수 있음을 알 수 있다.

결 론

본 논문에서는 새로운 형태의 이식형 인공중이를 제안하였다. 제안된 이식형 인공중이는 회로가 간단하고, 체내에 삽입되는 부분이 영구자석만으로 이루어져 있으므로 트랜스듀서의 갭 조정이 필요없어 수술이 간편해지며, 코일을 외부로 보이지 않게 옷 내부에 거치 할 수 있어서 미용적인 측면에서도 우수하다. 제안된 이식형 인공중이의 성능을 측정하고 난청자의 청각 역치에 맞는 시스템을 설계하기 위하여 트랜스듀서를 통해 내이로 전달되는 힘을 정량적으로 해석하였고, 진동특성 실험을 통해서 이 해석의 타당성을 증명하였다. 또한 사람의 측두골을 이용하여 직접 침골(incus)의 진동변위를 측정하였다. 이 실험으로 제안된 시스템이 실제로 사람의 몸에 설치되었을 때 이소골(ossicles)을 충분히 진동시킬 수 있음을 증명하였다. 제안된 이식형 인공중이는 중등 및 중등고도 난청자에게 효율적으로 이용될 수 있을 것이다.

앞으로 주파수 응답을 고려한 증폭 회로가 설계되어야 하며, 착용이 간편하며 적은 전류로 더욱 많은 진동력을 낼 수 있는 코일의 모양을 개발해야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. M. C. Pollack, *Amplification for the hearing impaired*, 3rd edition, Grune & Statton, Ltd. pp. 33-38, 1988.
2. J. I. Suzuki and K. Kodera, "人工中耳の歴史", Johns. vol. 11, no. 4, pp. 507-514, 1995.
3. J. M. Kartush, M. Tos, "Electromagnetic ossicular augmentation device", *Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, pp. 155-172, 1995.
4. A. J. Maniglia, W. H. Ko, "contactless semi-implantable electromagnetic middle ear device for treatment of sensorineural hearing loss", *Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, pp. 121-140, 1995.
5. Wen. H. Ko, W. Zhu and A. J. Maniglia, "Engineering

- principles of mechanical stimulation of the middle ear*", *Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, pp. 29-41, 1995.
6. J. Millman, A. Grabel, *Microelectronics*, Mcgraw-hill pub., pp. 387-450, 506-561, 665-557, 1987.
  7. D. K. Cheng, *Field and wave eletromagnetics*, Addison Wesley pub. L.T.D., pp. 225-294, 1989.
  8. 禹亨疇, 最新 電氣磁氣學, pp. 13-17, 1990.
  9. 박형욱 등, "이식형 중이 청각보조기를 위한 진동트랜스듀서의 설계", 대한 의용 생체공 학회지 제 17권, 제 4호, pp. 535-543, 1996.
  10. 조진호 등, 전자트랜스듀서 방식의 이식형 인공중이 개발에 관한 연구, 센서기술연구소, pp. 28-29, 1997.
  11. M. C. Pollack, *Amplification for the hearing impaired*, 3rd edition, Grune & Statton, Ltd. pp. 277-278, 1988.
  12. M. P. Norton, *Fundamentals of noise and vibration analysis for engineers*, Cambridge University Press, pp. 238-239, 1951.
  13. L. E. Kinsler, *Fundamentals of Acoustics*, third edition, pp. 10-20, 1982.
  14. S. A. Talbot, *System physiology*, Wiley pub., pp. 177-186, 1973.
  15. S. M. Selby, *Standard mathematical tables*, 21st edition, The chemical rubber co., pp. 491-499, 1973.