이식형 중이용 청각보조 트랜스듀서의 설계

박형욱*, 송병섭*, 원철호*, 박세광*, 이상흔**, 조진호*
*경북대학교 공과대학 전자전기공학부
**경북대학교 의과대학 이비인후과학교실

Design of Implantable Transducer for Middle Ear Hearing Aid

H. O. Park*, B. S. Song*, C. H. Won*, S. K. Park*, S. H. Lee**, and J. H. Cho*
*School of Electronic and Electrical Engineering, Kyungpook National University
**Department of E.N.T., School of Medicine, Kyungpook National University

Abstract

Electro-magnetic type implantable middle ear hearing aid has been empirically developed. But, for further improvement of the system performance more quantitative approach is necessary. In this paper, we analyzed vibrating transducer which is most important to design the system, appropriate for given hearing level, and implemented it. Using this transducer, implantable hearing aid system are developed. To verify the design process, we experimented with driving metal strip by the developed system. From the experiment, frequency response of implemented device showed good characteristic at audio frequency and we confirmed that each part of the developed system operated well.

Ⅰ. 서론

난청은 인간이 갖는 중요한 감각기관인 귀의 감도저하로 인하여 개인에게 심한 불편을 안겨주는 장애 현상의 하나이다. 현재 미국과 일본을 예로 들 경우 각각 2천4백만명~7천만명 및 300만명~350만명에 달하는 난청환자들이 있으며[1], 우리나라에도 약 150만명 내지 170만명의 난청환자가 있을 것으로 추정되고 있다. 그러나 음성의 왜곡현상과 하울링 등으로 인한 성능상의 난점 때문에 이중 15%정도의 환자만이 기존의 보청기를 사용하고 있다.

기존 보청기의 성능상 문제점을 극복하기 위한 방안이 미국과 일본등에서 논의되어 왔는데, 이 방식은 음성신호를 증폭하여 외이도와 고막 및 이소골을 거치지 않고 막바로 내이의 입구를 구동하는 이른바 이식중이(middle ear implant)방식이다. 일본 방식의 경우 내이의 난원창(oval window)에 연결되어 있는 등골(stapes)에다 세라믹 결정체로 된 바이몰프의 끝을 접촉시키는 형식[2]이며, 미국 방식의 경우는 주로 전자코일과 소형의 영구자석을 중이내에 설치하는 형태이다. 일본 Ehime 대학의 N. Yanagihara 및 K. Gyo 등을 중심으로 하는 세라믹 바이몰프 방식의 경우 많은 임상 시술 경험을 쌓아왔지만 진동체의 크기, 다이나믹 레인지의 제약이나 내이 입구의 기계적인 스트레스로 인한 손상 등의 문제가 있다[3]. W. H. Ko 및 A. J. Maniglia 등의 미국의 이식중이 연구자들은 공극을 갖는 비접촉식 전자코일-자석진동체 트랜스듀서 방식을 주장하였다[4]. 비접촉식인 전자코일-자석식이 접촉식에 비해 주파수 특성 및 기계적 내구성이 우수할 것으로 기대되지만, 실용화를 위해서는 좀 더 분석적이고 정량적인 연구가 필요하다.

본 논문에서는 임의의 청각 역치를 갖는 환자에 대해 코일-자석형 청각보조 이식 중이를 위한 진동 트랜스듀서를 설계하고, 이를 이용하여 이식중이용 트랜스듀서 시스템을 구현하였다. 먼저 이식중이의 진동 트랜스듀서를 정량적으로 해석하여 이를 설계하였으며 트랜스듀서 구동을 위한 전력계산 및 구동회로 설계를 용이하게 하기 위하여 내이, 진동 트랜스듀서 및 구동회로를 포함하는 이론적인 모델을 구성하였다. 구현된 이식중이 시스템은 가청주파수 대역에서 특성이 우수하였고, 이를 이용하여 진동 트랜스듀서를 구동하는 실험을 하였다. 실험 결과로부터 이식중이 시스템의 송신부, 수신부 및 진동 트랜스듀서가 효과적으로 동작함을 확인하였다.

Ⅱ. 이식형 인공중이의 구조와 원리소개

인공중이의 신호전달방법은 중이전음기를 대신하여 직접 침골 혹은 등골을 진동시키므로 기존의 보청기에 비하여 과도 응답이 뛰어날 뿐만 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 수신 코일로 피부를 경유하여 체내기로 전달된다. 체내부는 수신용코일, 검파회로와 진동 트랜스듀

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

Ⅲ. 진동 트랜스듀서 설계를 위한 해석

이식중이를 제작하기 위해 먼저 임의의 청각역치를 갖는 난청자에 대하여 정량적으로 진동 트랜스듀서를 설계해야 한다. 주어진 환자의 청각역치로 부터 필요한 진동 트랜스듀서의 구동음압과 힘을 계산할 수 있으며, 이로부터 이미 만들어진 진동 트랜스듀서에 필요한 전류를 계산하거나 공급되는 전류에 맞춰 진동 트랜스듀서를 설계할 수 있다.

난청자의 청각역치가 Pa dB SPL이고, 이 청각역치값으로 부터 P_Q dB SPL의 범위를 갖는 트랜스듀서일 경우 필요한 진동 트랜스듀서의 최대 구동음압 P_W는

$$P_W \text{ dB SPL} = Pa \text{ dB SPL} + P_Q \text{ dB SPL} \quad (1)$$

가 된다.

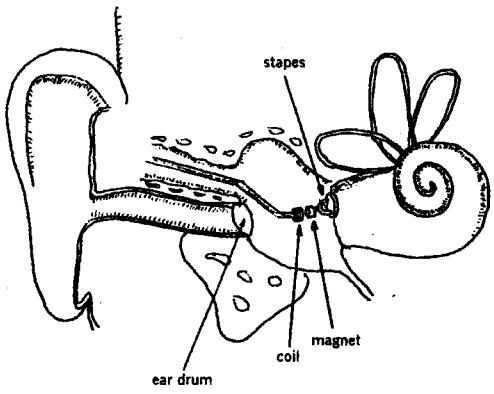

그림 1. 이식된 트랜스듀서
Fig. 1. Transducer implantation.

그림 1과 같이 코일과 자석을 설치하여 추골에 붙은 자석을 구동하는 경우 등골 바닥에 미치는 힘은

$$f = 9.6\times10^{-5}\times10^{P_W/20} \quad [\text{dyne}] \quad (2)$$

로 주어진다[5]. 예를 들어 100dB SPL로 구동하고자 하면 9.6dyne의 힘이 필요함을 알 수 있다.

진동 트랜스듀서의 코일에 흘리는 전류와 영구자석이 받는 힘은 비례하게 되는데, 이 비례상수가 바로 진동 트랜스듀서의 특성상수가 되는 것이며, 단위 전류로 낼수 있는 힘을 나타낸다. 비례상수를 Tr이라 하면 힘과 전류와의 관계로부터 다음과 같이 구할 수 있다.

$$Tr = \oint_C d\boldsymbol{l} \times \boldsymbol{B} \quad [\text{N/A}] \quad (3)$$

여기서, C는 고정용 코일의 궤적이다. 이 궤적을 따라 $\boldsymbol{B}$를 적분하여 Tr을 얻을 수 있다. 적분에서 상쇄되는 $\boldsymbol{B}$의 성분을 고려해 $\boldsymbol{B}$는 r축 방향 성분만 고려하면 된다.

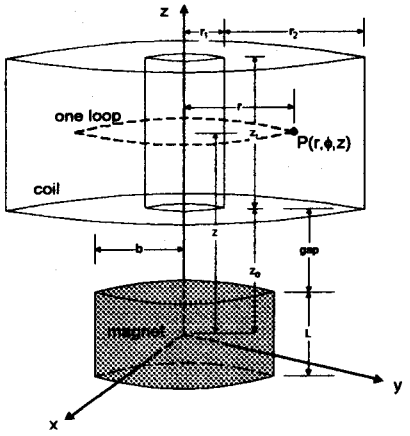

그림 2. 코일-자석의 배치
Fig. 2. Coil-magnet configuration.

자석을 전류 M_0L이 흐르는 반지름 b인 원형루프로 본다면 그림 2로부터 점 P에서의 r축 방향 성분의 자속 밀도 B_r은 다음 식과 같다[6].

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

여기서, b : 자석의 반지름,
L : 자석의 두께,
N : 코일의 권수,
μ_0 : $4\pi\times10^{-7}$ [H/m],
M_0 : 자화상수 [A/m] 이다.

Tr은 B_r을 코일의 루프를 따라 적분한 것이므로 그림 2에 보인 코일의 파라미터를 고려하여 다음 식과 같다.

$$Tr = \frac{N}{z_L(r_2-r_1)}\int_{z_0}^{z_0+z_L}\int_{r_1}^{r_2} 2\pi r B_r dr dz \quad (5)$$

여기서, r_1 : 코일의 안쪽 반지름,
r_2 : 코일의 바깥쪽 반지름,
z_0 : 자석의 중심에서 코일까지 거리,
z_L : 코일의 두께로 주어진다.

실험에 쓰인 코일, 자석의 파라미터는 b=1mm, L=1mm, r_1=0.5mm, z_L=3mm, M_0=637×10^{3}A/m 이며, z_0 = gap + $b/2$, r_2 = r_1 + $N/1200$를 식 (5)에 대입하여, 코일-자석간 공극과 코일의 권수에 따른 Tr값을 구하여 그림 3에 나타내었다. 그림 3으로부터 진동 트랜스듀서에 따른 Tr값을 알 수 있고, 공급되는 전류에 따라 Tr값을 산출하여

진동 트랜스듀서를 설계할 수 있다.

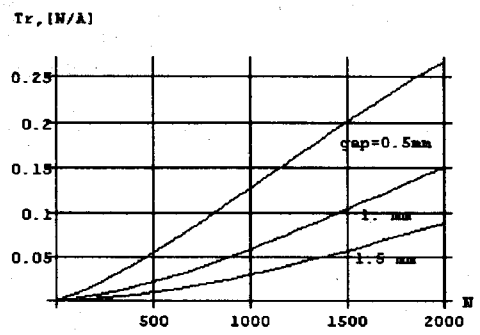

그림 3. 공극과 N에 따른 Tr
Fig. 3. Plot of Tr for gap and N.

Ⅳ. 청각 모델을 통한 진동부 해석

진동 트랜스듀서를 구동하는 회로를 포함해서 트랜스듀서가 내이에 음압을 전달하는 일련의 시스템을 구동회로와 코일의 모델, 자석과 내이의 기계계 및 음향계 모델을 고려하여 해석하였다. 먼저 기계계와 음향계 회로를 구성한 후 이를 변압기 원리를 이용하여 그림 4의 회로를 구성하였다[7,8].

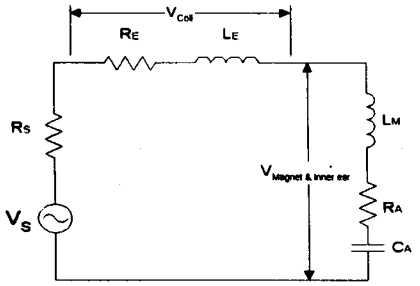

그림 4. 진동부의 전기적 모델
Fig. 4. Electrical model of vibration part.

전압 소스는 코일 양단에 걸리는 전압을 나타내며 R_S는 구동회로의 출력저항이다. R_E와 L_E는 각각 코일의 저항과 인덕턴스, L_M은 자석의 무게를 의미하며, R_A와 C_A는 각각 내이의 음향 모델에 해당하는 소자이다. 이들 소자의 값은 변압기 원리에 의해서 다음 식으로 나타난다.

$$L_M = \frac{Tr^2}{|Z_M|^2} L \tag{6}$$

$$R_A = \frac{Tr^2 S^2}{|Z_M|^2} R \tag{7}$$

$$C_A = \frac{|Z_M|^2}{Tr^2 S^2} C \tag{8}$$

여기서,

$$|Z_M|^2 = (wL - \frac{S^2}{wC})^2 + (S^2 R)^2 \tag{9}$$

이며, S는 난원창의 면적을 나타내는 기계계-음향계의 전달계수로서 0.032㎠이다. R과 C는 음향계 내이 모델 정수로서 CGS 단위로 각각 170kΩ, 2nF 정도이다. L은 기계계에서 자석의 유효질량을 의미한다. L_M, R_A 및 C_A는 회로에서 부하저항의 역할을 하며, Tr^2에 비례하는 임피던스 값을 가지므로 Tr이 큰 트랜스듀서에서 보다 우수한 전력 전달 효율을 기대할 수 있다. 부하 임피던스 소자값들이 R_S나 R_E에 비하여 매우 작기 때문에 전력의 대부분이 코일에서 소비되며 전류는 R_S와 R_E에 의해 결정된다. 또, 그림 5에 주파수에 따른 기계계 임피던스 총합 Z_M의 그래프를 도시하였다. Z_M의 크기가 1~2kHz 근처에서 최소값을 갖기 때문에 가장 큰 전력 전달 효율을 가짐을 알 수 있으며, 이는 귀의 특성과도 잘 일치하므로, 타당성이 있는 모델임이 확인된다.

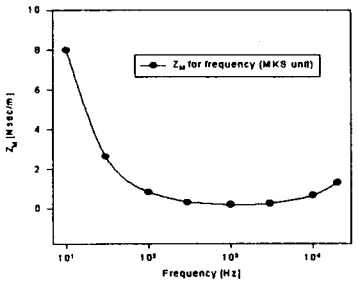

그림 5. Z_M의 주파수 특성
Fig. 5. Plot of Z_M for frequency.

Ⅴ. 실험 및 결과

위의 해석을 기반으로 하여 제작된 진동 트랜스듀서와 구현된 이식중이 시스템의 블록도를 그림 6에 나타내었다.

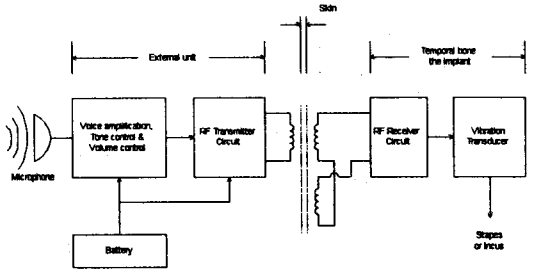

그림 6. 이식중이 시스템의 블록도
Fig. 6. Block diagram of the middle ear implant system.

앞서 언급한 바와 같이 체외부는 마이크로폰, 음

질 및 음량 조절과 증폭을 담당하는 부분, 변조회로 및 배터리로 구성하고, 체내부는 수신용 코일, 검파회로 및 진동 트랜스듀서로 구성하였다. 진동 트랜스듀서의 최대 공급전류를 2㎃로 제한하므로, 100dB SPL에 해당하는 9.6dyne을 내기 위해서는 $9.6\times10^{-5}/2\times10^{-3}$ 즉, 0.48정도의 *Tr*값을 필요로 하였다. 자속밀도가 2kgauss이며, 직경 Ø가 2mm이고 두께가 1mm인 NdFeB와, 0.04mm굵기의 에나멜선 코일에 대해 그림 3으로부터 0.48의 *Tr*값에 적합하게 공극을 1mm, 권수를 800으로 하여 트랜스듀서를 제작하였고, 이 트랜스듀서를 이용하여 이식형 중이 시스템을 구현하였다[9,10]. 표 1에서 코일과 자석의 제원을 보였고, 구현된 시스템의 제원을 표 2에 나타내었다.

표 1. 코일과 자석의 제원
Table 1. Specifications of coil and magnet.

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

* 예상치 : 가공전에는 약 10kgauss

표 2. 구현된 이식중이 시스템의 제원
Table 2. Specifications of the developed middle ear implant system.

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

제작된 시스템의 송수신부의 주파수 특성을 조사하기 위해, 마이크단에서 13mV의 전압을 인가하고 주파수를 가변시키면서 수신측의 출력 전압을 진동부 코일을 개방한 상태에서 측정하여 그 결과를 그림 7에서 보였다. 이 결과에서 70Hz~15kHz 즉, 가청주파수대 영역에서 거의 평탄한 특성을 가짐을 알 수 있다.

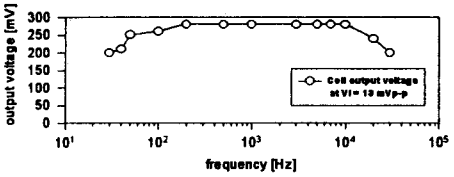

그림 7. 진동 트랜스듀서를 연결하지 않았을 때 시스템의 주파수 응답
Fig. 7. Frequency response of developed device without connection of vibrator coil.

제작된 시스템의 송·수신기능과 진동체의 진동상태를 관찰하기 위하여 폭 2mm, 길이 2cm 및 두께 0.2mm의 금속 스트립에 영구자석을 부착하고 8cm×7cm×5cm의 아크릴판에 고정시켰다. 이를 함수발생기(HP3310B)를 이용하여 구동한 결과를 그림 8에 나타내었다. 특정 주파수의 높은 변위는 금속 스트립의 고유 진동 주파수 때문이다.

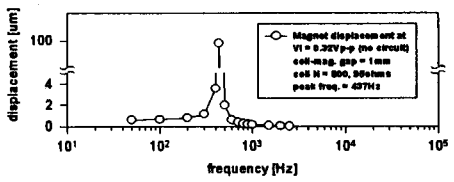

그림 8. 함수발생기로 구동된 금속스트립 변위의 주파수 응답
Fig. 8. Frequency response of metal strip displacement driven by function generator.

그 다음 체외기와 체내기를 양측 코일을 통하여 결합시키고 수신측 검파출력을 코일에 인가하여 1mm공극으로 금속스트립을 구동하였다. 금속스트립의 주파수에 따른 진동 정도를 진동측정기(MTI-1000)를 이용하여 관찰하였으며 그 결과는 그림 9와 같다. 마이크로폰 대신 함수발생기를 가변주파수 공급원으로 연결하여 실험하였다. 이 실험결과로써 체외의 송신측과 수신측의 검파부 및 진동부가 효과적으로 동작하고 있음을 알 수 있다. 실험 결과에서 금속 스트립의 최대 변위 진폭은 약 3.8㎛ 정도이며 그림 8과 같은 공진 특성을 유지하고 있음을 알 수 있다. W. H. Ko[1]의 실험결과에 따르면 100dB SPL에 대한 사람의 등골

(stapes)의 변위는 약 1㎛정도가 됨을 보고하고 있으므로 구현된 장치로써 생체실험에 임할 수 있을 것으로 판단된다.

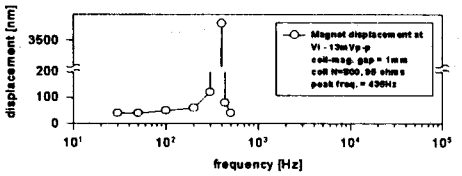

그림 9. 구현된 시스템으로 구동된 금속스트립의 변위
Fig. 9. Result of metal strip displacement driven by the developed circuit device.

Ⅵ. 결론

본 논문에서는 임의의 청각 역치를 갖는 환자에 대해 코일-자석형 청각보조 이식 중이를 위한 진동 트랜스듀서를 설계하고, 이를 이용하여 이식중이용 트랜스듀서 시스템을 구현하였다. 먼저 이식중이의 진동 트랜스듀서를 정량적으로 해석하여 이를 설계하였으며 트랜스듀서 구동을 위한 전력계산 및 구동회로 설계를 용이하게 하기 위하여 내이, 진동 트랜스듀서 및 구동회로를 포함하는 이론적인 모델을 구성하였다. 구현된 이식중이 시스템은 가청주파수 대역에서 특성이 우수하였고, 이를 이용하여 진동 트랜스듀서를 구동하는 실험을 하였다. 실험 결과로부터 이식중이 시스템의 송신부, 수신부 및 진동 트랜스듀서가 효과적으로 동작함을 확인하였다.

참고문헌

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. J. I. Suzuki and K. Kodera, "人工中耳の歷史," *Johns*. vol. 11, no. 4, pp. 507-514, 1995.
3. 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.
4. A. J. Maniglia, W. H. Ko, "Contactless semi-implantable eletromagnetic middle ear device for the treatment of sensorineural hearing loss," *Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, pp. 121-140, 1995.
5. M. P. Norton, *Fundamentals of noise and vibration analysis for engineers*, Cambridge University Press, pp. 238-239.
6. D. K. Cheng, *Field and wave electromagnetics*, Addison wesley pub. L.T.D., pp. 225-294, 1989.
7. S. A. Talbot, *Systems physiology*, Wiley pub., pp. 177-186, 1973.
8. L. L. Beranek, *Acoustics*, Mcgraw-hill pub., pp. 70-77, 1954.
9. W. Welkowitz, S. Deutsch, *Biomedical Instruments Theory and Design*, Academic Press, pp. 260-261, 1976.
10. J. Millman, A. Grabel, *Microelectronics*, Mcgraw-hill pub., pp. 387-450, 506-561, 665-667.