J. Biomed. Eng. Res.
Vol. 20, No. 5, 625 632, 1999

이식형 인공중이 시스템을 위한 차동 플로팅매스형 전자 트랜스듀서

송병섭 · 박재훈 · 윤영호 · 배상곤 · 채승표 · 김명남* · 이상흔** · 이건일 · 조진호

경북대학교 전자전기공학부, *경북대학교병원 의공학과, **경북대학교 의과대학 이비인후과교실

(1999년 6월 4일 접수, 1999년 8월 17일 채택)

DFMT Electromagnetic Transducer for Implantable Middle Ear Hearing Aid

B.S. Song, J.H. Park, Y.H. Yoon, S.K. Bae, S.P. Chae, M.N. Kim*, S.H. Lee**, K.I. Lee, J.H. Cho

School of Electronic and Electrical Engineering, Kyungpook National University
*Dept. of Biomedical Engineering, Kyungpook National University Hospital
**Dept. of E. N. T, School of Medicine, Kyungpook National University

(Received June 4, 1999. Accepted August 17, 1999)

요 약 : 이식형 인공중이에 사용되는 전자 트랜스듀서는 압전형 트랜스듀서에 비해 음향특성은 좋으나 부피가 크고 효율이 낮으며 수술시 정밀한 코일-자석 간격 조정이 필요하며, 최근 제안된 FMT 트랜스듀서는 외부 자장의 변화에 민감하다는 문제점이 지적되고 있다. 본 논문에서는 코일-자석 간격조정이 필요 없고 외부자장에 영향을 받지 않는 차동 플로팅매스형 전자 트랜스듀서를 제안하였다. 제안된 방식은 2개의 소형 자석을 같은 극끼리 접합함으로써 외부자장에 대해 영향을 받지 않고 효율이 높은 등의 장점을 가진다. 제안된 트랜스듀서의 진동력 및 효율에 관한 정량적인 해석을 하였으며 기존의 트랜스듀서와 비교분석을 행하였다. 그리고 공급전류에 대해 발생되는 진동력의 크기를 계산함으로써 실제 이식형 인공중이의 제작에 필요한 객관적인 설계데이터를 제시하였다. 한편, 시험 제작된 트랜스듀서의 해석결과 제안한 트랜스듀서는 기존의 FMT 트랜스듀서보다도 효율이 1.5배 정도의 향상됨을 보였으며 무부하시험 및 사체의 이소골 진동실험을 통하여 적절한 진동을 효과적으로 이소골에 전달할 수 있음을 보였다.

Abstract : The electromagnetic type transducer, used in implantable middle ear hearing aid, has better acoustic characteristics than that of piezoelectric type transducer, but has low efficiency and it require large volume space and accurate calibration of coil-magnet gap during surgical operation. The FMT(floating mass type) transducer, recently proposed, has a problem that it is sensitive to the external magnetic field.

Therefore, a new type of vibration transducer, a DFMT(differential floating mass type), for an implantable middle ear hearing aid is proposed. The proposed transducer has good efficiency and no influence by external magnetic field because it includes two small magnets that are glued back to back with the same pole. Thus any force generated on each pole by an externally applied magnetic field will be cancelled out. The proposed transducer was analyzed quantitatively and compared to the conventional type in the vibration force and efficiency. The comparison showed the proposed type have one and half times more efficient than the FMT type. The objective data for the transducer design was presented by calculation of the generated vibration force for supplied current. Using the temporary produced the DFMT transducer, the transducer and the ossicle of corpse's temporal bone vibration experiment have carried out. The results of the experiments proved that the proposed transducer can transmit the required vibration to ossicle.

Key words : Auditory system, Transducer, Hearing aid, Implant, Middle ear

서 론

이식형 인공중이 시스템(implantable middle ear hearing aid)은 음성신호를 증폭하여 외이도와 고막을 거치지 않고 중이내에 이식된 진동 트랜스듀서를 이용하여 바로 내이입구를

* 본 연구는 보건복지부에서 주관한 98년도 선도기술 의료공학 기술개발사업의 지원(HMP 98 G 3 060)에 의하여 이루어진것임.
통신저자 : 송병섭(702-701) 대구시 북구 산격동 1370 번지
경북대학교 전자전기공학부
전화 : (053) 950 5538 FAX : (053) 959-5538
e-mail : songbs@palgong.kyungpook.ac.kr

진동시켜 음향을 전달하는 시스템이다. 이는 주로 중고도 난청자에게 사용되는 것으로서 기존 보청기에 비해 왜곡이 적고 주파수 특성이 좋으며 음의 명료도가 높아 기외 자연음에 가까운 신호를 전달할 수 있는 장점이 있어 이의 연구에 대한 관심이 매우 높은 상태이다.[1]-[5] 최근에는 인공중이의 체외기와 체내기간의 통신 시에 발생되는 전자파가 인체에 별 영향을 미치지 못한다는 연구결과가 발표되기도 했으며[6], 금년에는 사람에게 임상실험을 하기 위한 미 FDA의 승인을 획득함으로써[7] 이의 실용화에 한걸음 더 진전하는 계기가 되었을 뿐 아니라 세계적으로 다수의 연구자에 의해 연구되어 지고 있다.

현재까지 이식형 인공중이는 진동체의 구조에 따라 크게 압전 세라믹방식과 전자 트랜스듀서 방식으로 나뉠 수 있다. 이 중 세라믹방식은 일본의 Yanagihara 등[8][9]에 의하여 주로 연구되어 왔는데 중이에 세라믹 바이몰프를 설치한 후 공급전압에 따라 바이몰프가 진동하도록 하여 신호를 전달하는 방식이다. 일본에서는 이 압전 세라믹방식의 이식형 인공중이의 개발에 성공하여 90년대 초반에 수차례에 걸쳐 사람에 대한 임상실험을 통해 그 성능을 평가한 적이 있다. 그러나 이 방식은 진동체의 효율이 높기는 하지만 내이 입구에 바이어스 힘이 계속 가해지고 고역 주파수 특성이 나쁜 단점이 있다[10].

미국의 W. H. Ko 등에 의하여 주로 연구되어 온 전자 트랜스듀서 방식은 초소형 영구자석을 중이의 이소골에 부착한 후 전자코일을 이용하여 공급전류에 따라 영구자석이 진동하는 방식으로서, 주파수 특성이 우수하고 바이어스 힘이 작용하지 않으며 중이내부에 이식할 때 이소골을 제거하지 않고 설치가 가능한 장점이 있다[10]. 그러나 전자 트랜스듀서 방식은 체내기에서의 검파효율이 좋지 않기 때문에 고도 난청자를 위해 100dB SPL이상의 신호를 전달하기 위해서는 코일의 턴(turn) 수가 많아지게 된다. 그런데 트랜스듀서를 중이내의 좁은 공간에 설치하기 위해서는 매우 작은 체적의 코일을 사용해야 하므로 코일의 턴 수가 제약을 받게 된다. 그리고 코일과 자석간의 공극은 발생 진동력에 큰 영향을 미치므로 정확한 코일-자석간의 공극 조정이 필요하게 되는데 이는 트랜스듀서 삽입 수술시 정밀한 공극조정을 요구하게 되어 수술이 힘들어 지는 단점이 된다. 그리고 수술 후 사용중에도 여러 가지 요인에 의하여 코일과 영구자석간의 거리가 변할 우려가 있기 때문에 성능의 유지가 문제점으로 지적되고 있다. 한편, 압전형 방식에 비하여 전자식(electromagnetic type)의 인공중이형 트랜스듀서는 작은 코일과 영구자석을 사용하기 때문에 난청자가 강한 직류 혹은 교류자장이 존재하는 장소에 있을 때 자장으로 인해 영구자석이 영향을 받아서 이소골에 직접적인 힘과 잡음을 일으키게 되는 문제점이 있다.

최근 미국의 Symphonix사에서는 이러한 단점을 극복하면서도 효율이 좋아서 작은 크기로 만들 수 있는 FMT(floating mass type) 전자 트랜스듀서를 제안하여 우수한 실험결과를 발표한 사례가 있다.[11] 이 FMT 트랜스듀서는 영구자석을 전자코일 속에 위치하게 하여 트랜스듀서 전체가 진동하게 되는 방식으로 효율이 높고 주파수 특성이 우수하다. 하지만 이 방식도 지자기나 외부자장이 유입될 경우 원하지 않는 잡음이 발생할 우려가 있다. 이상에서와 같이 현재까지의 연구된 이식형 인공중이용 진자 트랜스듀서는 각각의 장점이 있기는 하지만 단점도 가지고 있다. 따라서 이러한 문제점을 극복할 수 있는 효율이 높은 트랜스듀서의 개발이 필요하다.

본 논문에서는 이러한 이식형 인공중이용 트랜스듀서의 단점들을 해결할 수 있는 차동 플로팅매스형 진자 트랜스듀서(DFMT, Differential floating mass type)를 제안한다. 차동 플로팅매스형 트랜스듀서는 같은 크기의 2개의 초소형 자석을 같은 극끼리 부착한 후, 코일 속에 삽입한 형태로서 공급전류에 대하여 발생하는 영구자석의 진동으로 트랜스듀서 전체가 진동하는 형태를 가진다. 저자들은 제안된 형태의 트랜스듀서의 효율을 해석적으로 계산하였으며 실제 트랜스듀서를 제작하여 진동실험을 실시함으로써 트랜스듀서의 우수성을 입증하였다. 그리고 사체의 이소골에 제작된 트랜스듀서를 설치한 후 이소골 진동실험을 실시함으로써 실제 이식형 인공중이에 사용시 나타나는 전달 특성을 확인함으로써 실제 이식형 인공중이에 효과적으로 이용될 수 있음을 보였다.

이식형 인공중이시스템의 구조 및 특징

이식형 인공중이 시스템은 중이 전음기를 대신하여 이소골에 설치된 트랜스듀서가 직접 중이를 진동시키므로 기존의 보청기에 비하여 과도 응답이 뛰어날 뿐 아니라 왜곡현상이 적어서 좋은 음질을 얻을 수 있다. 이식형 인공중이는 체내기와 체외기로 이루어지는데, 주로 귀 뒤에 거치되는 체외기는 마이크로폰을 이용하여 소리의 진동신호를 전기신호로 바꾼 후, 신호처리부에서 난청자의 난청특징에 맞게 신호의 음질 및 음량 조절과 증폭을 하게 된다. 그리고 변조 후 송신코일을 통하여 체내기로 신호를 전송하게 된다. 송신코일에서 발사된 변조파는 피부와 수신코일을 경유하여 체내기로 전달된다. 체내기는 수신코일을 통해 받은 변조파를 검파한 후, 진동 트랜스듀서로

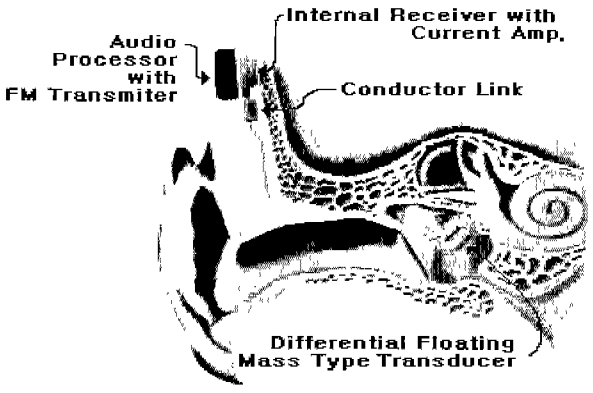

그림 1. 전자 트랜스듀서 방식의 이식형 인공중이 시스템
Fig. 1. Implantable middle ear system using electromagnetic type transducer

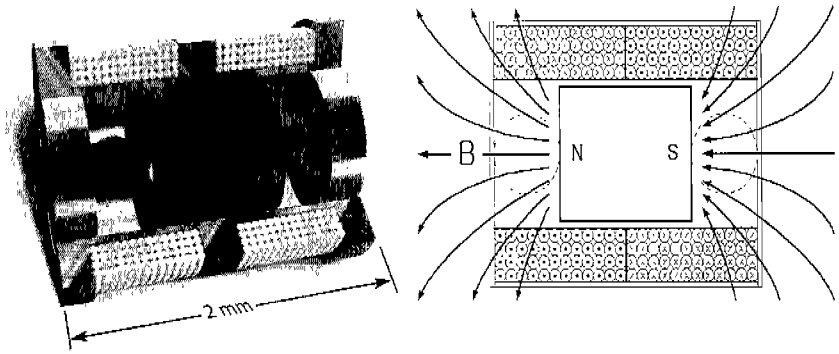

그림 3. FMT 트랜스듀서의 구조
Fig. 3. Structure of Floating Mass Type transducer

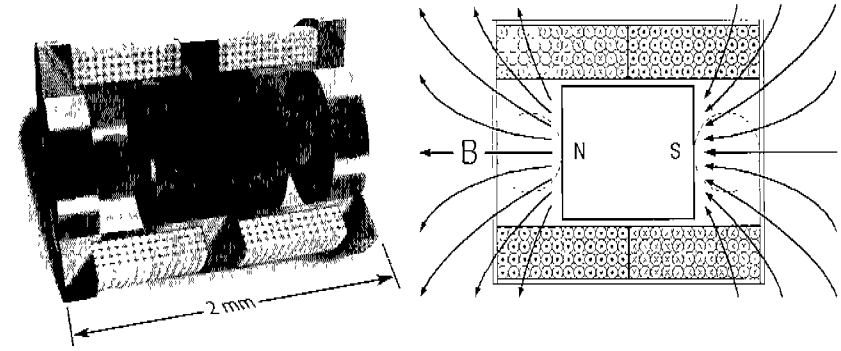

그림 3. FMT 트랜스듀서의 구조
Fig. 3. Structure of Floating Mass Type transducer

신호를 보내며, 트랜스듀서가 음성신호에 따라 진동함으로써 내이로 음성신호를 전달하게 되어 소리를 인식하게 된다.

기존방법의 전자 트랜스듀서

기존방식의 전자 트랜스듀서와 발생자장의 형태를 그림 2에서 보여주고 있다. 영구자석을 이소골에 부착하고 지지체를 이용하여 코일을 자석과 근접하게 위치시킨 후 코일에 음성전류를 공급하면 자석이 진동하게 된다. 이 방식의 전자 트랜스듀서는 전류구동방식으로서 주파수 특성이 좋고 코일과 자석이 분리되어 있으므로 중이에 주는 부담을 줄일 수 있는 장점이 있다. 그러나, 코일에서 발생하는 자장의 누설성분이 존재하여 효율이 떨어지므로 코일의 턴 수를 크게 하여야 하지만 중이강 내의 좁은 공간에 실치하기 위해서는 코일의 체적을 줄여야 하는 어려움이 있다. 그리고 좁은 중이강 내에 코일을 고정시키기 위한 지지체를 삽입해야 하고 정확한 코일-자석의 간격을 맞추어 주어야 하는 어려움이 있어 수술이 힘들어 지고, 사용시 외부의 충격이나 중이강 내부에서의 변형 등의 영향으로 코일-자석 간격이 변할 수 있는 가능성이 있으므로 성능을 유지시키기 힘들다는 단점이 있다.

그림 3은 미국의 Symphonix사에서 제안한 FMT 트랜스듀서의 구조와 자장의 형태를 보여주고 있다. 영구자석을 코일의 중심부에 둠으로써 누설자속을 줄일 수 있고, 코일 속에 자석이 존재하므로 체적을 효율적으로 줄일 수 있는 형태를 나타내고 있다. 트랜스듀서의 코일에 음성전류를 공급하면 자석이 이에 따라 진동하고 실리콘 탄성체를 통해 트랜스듀서 전체가 진동하게 된다. 그리고 이러한 형태의 트랜스듀서는 자석과 코일 간의 간격조정이 필요 없고 트랜스듀서를 고정하는 기구가 크게 필요하지 않으므로 지지체가 단순해서 수술이 간단해 지고 코일과 자석이 트랜스듀서의 케이스 내에 보호됨으로써 항상 일정한 진동체의 성능을 유지할 수 있다. 그러나 FMT 트랜스듀서도 그림의 자속 분포에서 보듯이 코일을 통과하지 못하고 트랜스듀서 바깥쪽으로 빠져나가는 누설자속 성분이 존재하므로 효율이 떨어지는 단점이 있고, 특히 자석이 하나밖에 사용되지 않으므로 지자계나 외부자장이 있는 환경에서는 자석이 힘을 받게 되어 잡음이 발생할 우려가 있다. 특히 고압 송전선 부근 등의 외부자장이 매우 큰 환경에서는 트랜스듀서가 원하지 않는 형태로 동작할 우려가 있다.

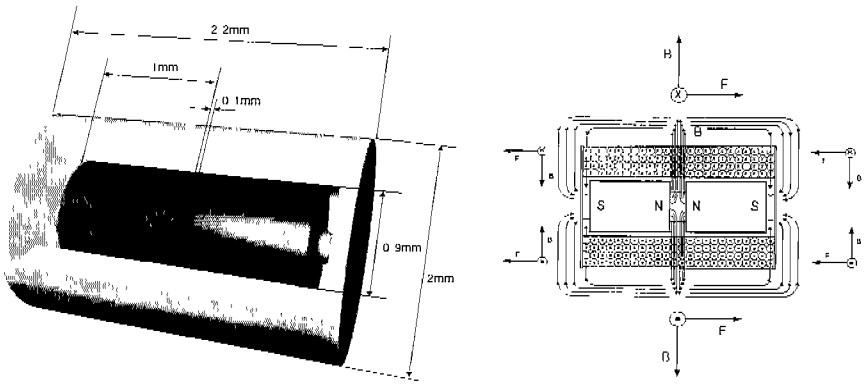

그림 4. 제안한 차동 플로팅매스형 전자 트랜스듀서의 구조
Fig. 4. The structure of proposed DFMT transducer

차동 플로팅매스형 방식의 트랜스듀서의 구조 및 원리

제안한 차동 플로팅매스형 전자 트랜스듀서(DFMT, differential floating mass type Electromagnetic Transducer)의 구조와 자속의 분포를 그림 4에서 나타내었다.

차동 플로팅매스형의 전자 트랜스듀서는 같은 크기의 소형 영구자석 2개를 같은 극끼리 마주보도록 부착한 후, 코일의 내부에 삽입하고 부드러운 고무 진동소자를 이용하여 외부의 코일 외측 케이스에 접착시켜 놓은 형태이며 트랜스듀서의 케이스는 인체의 거부반응이 없는 티타늄 재질이다. 영구자석을 같은 극끼리 접합시켜 놓았기 때문에 자석의 접합부에서 발생된 영구자석의 자기장은 그림 4와 같이 모두 코일을 지나서 트랜스듀서의 바깥쪽을 향하게 되어 누설성분 없이 힘을 발생시키게 된다. 그리고 가장자리 부분에서 코일을 거쳐 들어오는 자속성분이 존재하여 트랜스듀서 중앙부에서 발생시키는 힘과는 반대방향으로 힘을 발생시키게 되지만 이는 중앙부에서 발생되는 힘에 비해 매우 적은량이므로 무시할 수 있을 정도이다. 그러므로 차동 플로팅매스형의 트랜스듀서는 누설성분이 거의 없고 효율도 매우 좋게 된다. 코일에 전류를 공급하면 자석에서 발생되는 자장과의 상호작용으로 자석과 코일은 플레밍의 왼손법칙에 의하여 자석 및 코일의 동축 방향으로 힘을 받게되고 이 힘에 의하여 자석은 진동하게 된다. 발생된 힘은 진동소자를 통해 트랜스듀서 케이스로 전달되어 전체의 트랜스듀서가 진동하게 된다. 그러므로 소리신호에 해당하는 전류를 트랜스듀서의 코일에 공급하면 트랜스듀서는 소리신호와 같은 형태로 진동하게 되는 것이다. 만약 지자계나 외부자장이 존재하는 곳에 트랜스듀서가 있게 될 경우, 두 개의 자석 모두에 외부자장의 영향이 미칠 것이므로 두 자석에 각각 같은 크기의 힘이 발생하게 되지만 서로 방향이 반대가 되므로 발생된 힘을 서로 상쇄되어 외부의 전자기적 잡음에 영향을 받지 않는다. 그러므로 차동 플로팅매스형의 트랜스듀서는 FMT방식의 장점을 모두 가지면서도 효율이 더욱 높고, 외부자장에도 매우 강한 특성을 가지게 되는 것이다.

차동 플로팅매스형의 전자 트랜스듀서의 해석

일반적으로 진동 트랜스듀서의 성능을 정량적으로 나타내기 위해서는 공급전류에 대한 출력 진동력의 변환상수(transformation ratio)인 Tr을 사용하게 되는데 이것은 트랜스듀서의 감도를 나타내는 물리량이며 트랜스듀서의 성능을 직접적으로 나타내는 것으로 다음의 식으로 정의된다.[12]

$$Tr \equiv \frac{F}{I} \quad [N/A] \tag{1}$$

즉, Tr 상수는 난청자에게 필요한 진동력을 트랜스듀서가 발생시키기 위해 필요한 공급전류를 정해주는 것이다. 그러므로 제안된 차동 플로팅매스형의 트랜스듀서의 성능을 알아보려면 공급전류에 대한 발생 진동력의 크기인 Tr을 계산하여야 한다.

그림 4에서와 같이 자석이 접합된 부분에서 발생한 영구자석의 자기장은 서로 밀어내게 되므로 자기력선은 모두 코일을 통과하여 트랜스듀서 바깥쪽을 향하게 된다. 이때 코일에 전류를 공급하면 자석과 코일에 발생되는 힘은[13]

$$F = \oint_c Jd\tau \times B_c \quad [N] \tag{2}$$

로 나타낼 수있으며, 이때 J는 코일의 전류밀도, Bc는 코일을 통과하는 자기장의 자속밀도이고, $\oint_c d\tau$ 은 자속이 지나가는 코일의 체적을 나타낸다.

그림 5는 자석의 접합부에서의 자속분포를 나타낸 것이다. 그림에서와 같이 영구자석에서 발생한 자속이 모두 코일을 수직으로 통과한다고 가정하면 코일에서의 자속밀도 B_c는 다음과 같이 표시할 수 있다.

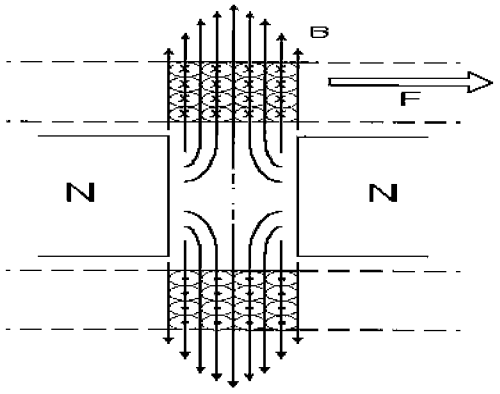

그림 5. 자석 접합부의 자속의 분포
Fig. 5. Magnetic flux distribution at the position of magnet gluing

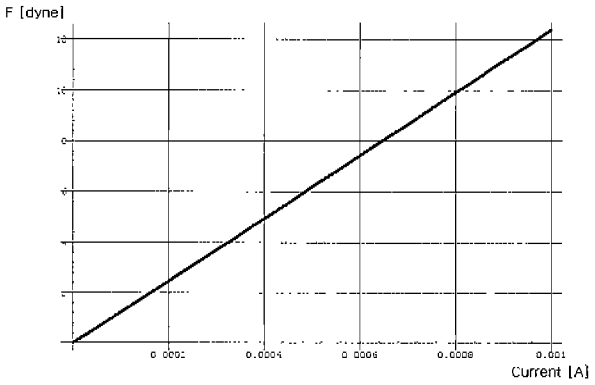

그림 6. 입력전류에 대한 발생 힘의 크기 그래프
Fig. 6. Generated force for input current

$$B_c = \frac{r_M^2}{2 r_i P_t} B_M \quad (3)$$

여기서 r_M은 영구자석의 반지름, r_i 는 코일의 안쪽반지름이고 P_t는 자석의 간극이며 B_M은 자석의 자속밀도 이다.

자속의 방향이 코일에 흐르는 전류의 방향과 모두 수직하므로 벡터연산은 스칼라 연산으로 바뀌게 된다. 그러므로 가장자리에서 발생되는 힘을 무시한다고 할 때, 코일의 턴 수가 N회이고 코일의 길이가 C_L인 경우 발생 진동력과 Tr은 다음과 같이 계산된다.

$$F = \frac{2\pi r_i BNI}{C_L} \quad [N] \quad (4)$$

$$Tr = \frac{2\pi r_i BN}{C_L} \quad [N/A] \quad (5)$$

그림 6은 이와 같이 계산된 진동력의 식을 바탕으로 공급전류에 대하여 진동력의 크기를 그래프로 나타낸 것이며 계산에 사용된 트랜스듀서 정수는 다음과 같다.

C_L : 2mm, B : 2000Gauss, N : 350turns, r_i : 0.75mm.

위와 같은 정량적인 계산의 의한 트랜스듀서의 발생 진동력을 통하여 실제 난청자의 역치에 맞는 이식형 인공중이를 설계할 수 있다. 만일 난청자의 청각 역치가 Pa dB SPL이고 입력음압이 P_Q dB SPL인 경우 필요한 진동 트랜스듀서의 가동음압 P_W는 Laybarger의 half gain 공식[14]에 의하여

$$P_W = \frac{P_a}{2} + P_Q \quad [dB\,SPL] \quad (6)$$

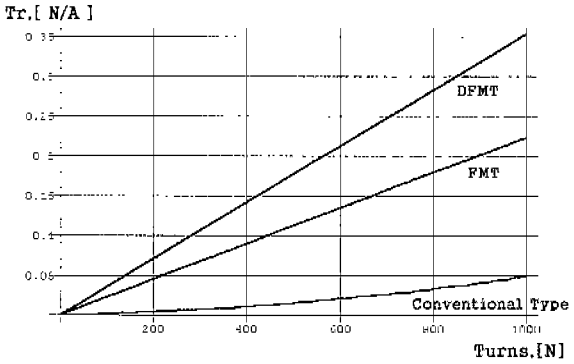

그림 7. 기존방식과 제안된 방식 트랜스듀서의 Tr 그래프
Fig. 7. Tr graphs of the conventional and the proposed transducer

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

$$F = 9.6 \times 10^{-5} \times 10^{P_a/20} \quad [dyne] \quad (7)$$

로 주어진다. 예를 들어 100dB SPL로 구동하고자 하면 9.6$dyne$의 힘이 필요한 것이다[13]. 그러므로 9.6$dyne$의 힘을 발생시키기 위해서 트랜스듀서에 공급해야할 전류의 크기는 그림 6의 그래프에서 약 0.8mA임을 알 수 있다.

그림 7은 제안된 차동 플로팅매스형트랜스듀서와 기존의 트랜스듀서의 성능 비교를 위하여 코일의 턴 수에 대한 Tr값을 각각 계산한 후 그래프로 나타낸 것이다. 계산에 사용된 트랜

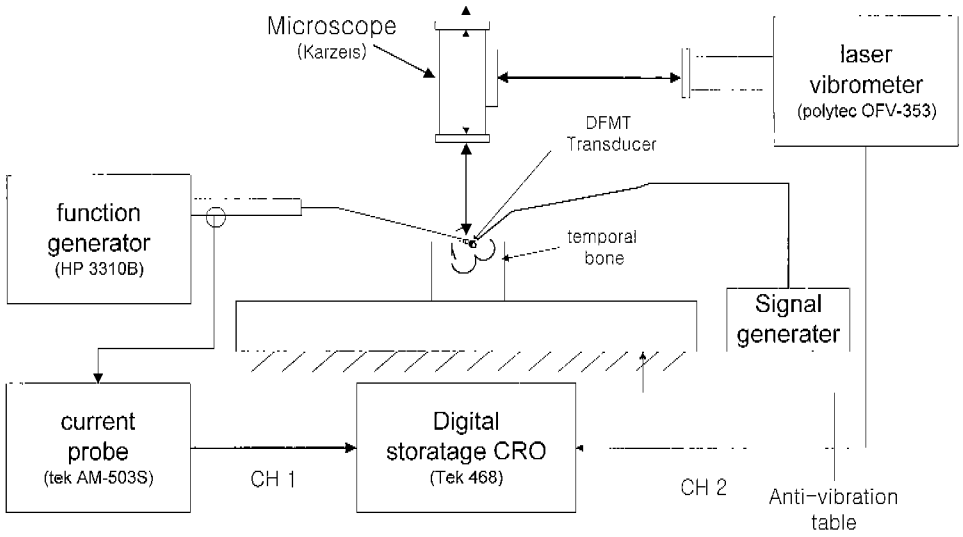

그림 8. 진동 측정시스템의 구조
Fig. 8. The Organization of vibration measurement

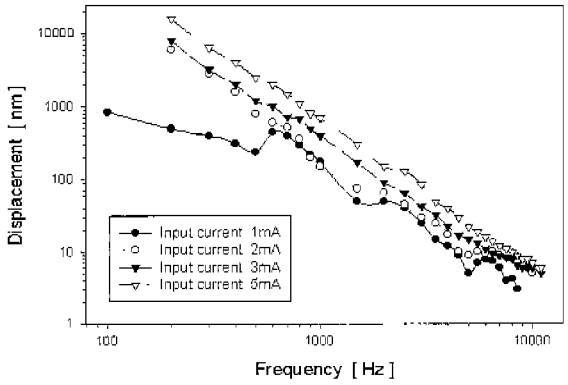

그림 9. 일정전류에 대한 주파수별 트랜스듀서의 진동폭
Fig. 9. Transducer vibration displacement for variable frequency AC current input

스듀서의 징수는 모두 같도록 하여 객관식인 비교를 할 수 있도록 하였으며 다음과 같은 정수를 사용하였다.

코일의 안쪽 반지름 r_i : 0.75mm,
코일의 바깥쪽 반지름 r_o : r_i + N/103 mm,
코일의 깊이 C_L : 2mm,
자석표면의 자속밀도 B : 2000Gauss.

그림 7을 살펴보면 제안한 차동 플로팅매스형 전자 트랜스듀서가 같은 횟수의 코일 턴 수에 대해 FMT 트랜스듀서의 약 1.5배 정도가 되고, 기존 방법의 트랜스듀서보다는 7배 가량 된을 알 수 있다. 그러므로 제안한 방식의 트랜스듀서가 가장 효율적임을 알 수 있으며, 이는 그만큼 트랜스듀서의 크기를 작게 할 수 있음을 의미한다.

실 험

제안된 트랜스듀서의 성능을 평가하기 위하여 차동 플로팅 매스형 트랜스듀서를 시험 제작한 후 그림 8과 같은 진동측정 장비를 이용하여 트랜스듀서 진동실험과 이소골 진동실험을 실시하였다. 시험 제작된 차동 플로팅매스형의 트랜스듀서는 0.028mm 지름의 코일을 352회 감아서 사용하였으며 길이 2.2mm, 반지름 2mm의 크기를 가진다. 사용된 2개의 영구자석은 각각 지름 0.9mm, 길이 1mm의 크기를 가지고 자석간의 간격은 0.1mm이다.

(1) 차동 플로팅매스형 트랜스듀서 진동실험

시험 제작된 트랜스듀서를 방진 테이블 위에 위치시킨 후 함수발생기를 통하여 전류를 공급하고 무부하 상태에서 트랜스듀서 신체의 진동변위를 측정하였다. 그림 9는 이와 같은 실험을 통하여 측정한 차동 플로팅매스형 트랜스듀서의 진동의 변위를 그래프로 나타낸 것이다.

그래프를 살펴보면 저주파에서의 진동폭이 매우 크고 주파수가 커질수록 진동폭이 떨어짐을 알 수 있다. 이것은 같은 크기의 진동력에 대해 주파수가 클수록 많은 진동횟수를 가지게 되므로 진동폭이 작아지는 것을 나타낸다. 그러므로 같은 공급전류에 대하여 트랜스듀서는 모든 음성주파수 대역에서 거의 일정한 힘으로 진동하고 있음을 나타내게 된다. 그리고 약

600Hz정도에서 약간의 피크치를 보이는 데 이것은 트랜스듀서 자체의 공진 특성을 반영하는 것이다. 특히 1mA의 입력전류에 대해 진동폭이 수 nm ~1㎛ 정도의 크기를 볼 수 있는데 이것은 약 100dB SPL의 소리입력에 대한 이소골의 진동폭과 거의 일치하는 것이다.

(2) 이소골 진동실험

시현 제작한 차동 플로팅매스형의 트랜스듀서가 부하상태, 즉 이소골에 부착 되었을때 어떻게 진동하는 지를 알아보기 위하여 사체의 이소골에 트랜스듀서를 설치한 후 이소골 진동실험을 실시하였다. 먼저 제작된 차동 플로팅매스형의 트랜스듀서를 이소골의 모루뼈와 등자뼈 사이에 고정시킨 후 함수발생기를 이용하여 전류를 공급하고 등자뼈의 변위를 진동측정기를 이용하여 측정하였다. 그림 10은 이러한 과정을 통하여 측정한 등자뼈의 변위이다.

위의 실험결과를 보면 트랜스듀서를 장착한 후의 이소골의 진동폭은 십수nm정도로 매우 작은 변위폭을 가짐을 알 수 있다. 이 값은 음압이 이소골에 가해졌을 때 가지는 일반적인 값보다는 작은 값인데 그 이유는 다음과 같다. 즉 첫째는 위의 실험에 사용된 사체가 사후 상당기간이 지난 후의 샘플로서 상당히 굳어진 상태였기 때문이며, 둘째는 등자뼈의 진동을 측정하기 위해서는 진동방향인 고막 쪽에서 측정이 되어야 하지만 샘플의 모양이 고막 쪽에서의 측정이 거의 힘든 구조로 배치되어 있음으로 해서 그림 11과 같이 등자뼈의 진동방향과는 어긋난 방향으로 측정하였기 때문에 진동폭은 크지 않게 되었다. 그러나 실제적인 등자뼈의 진동폭을 벡터적인 해석을 이용하여 추정하면 실험치보다도 상당히 더 크게 된다.

주파수에 대한 진동폭의 변화를 살펴보면 1, 2.5, 4, 9㎑부근에서 피크치를 가지게 되는데 이것은 이소골의 진동특성이 반영된 것으로 소리를 예민하게 인식할 수 있는 부위를 나타낸다. 위의 실험 결과를 볼 때 제안한 트랜스듀서는 이소골을 진동시킬 충분한 힘을 발생시킬 수 있음을 알 수 있으며 이식형 인공중이에 효율적으로 사용될 수 있음을 확인할 수 있다.

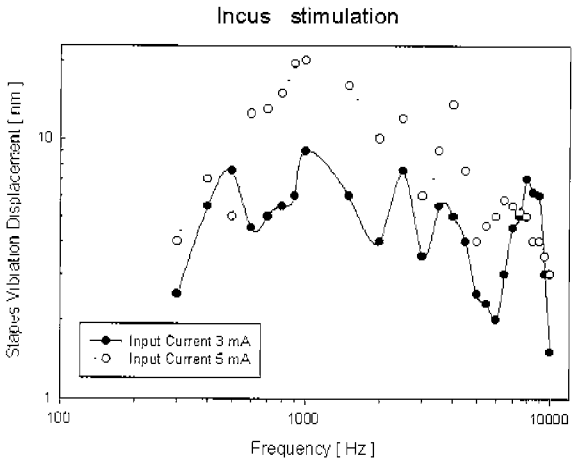

그림 10. 일정전류에 대한 주파수별 등자뼈의 진동폭
Fig. 10. Stapes vibration displacements for variable frequency AC current input

고 찰

영구자석을 같은 극끼리 접촉해 놓으면 약 10%정도 자속밀도가 떨어지며 시간이 갈수록 점점도 자화도가 떨어지게 된다. 자석의 자속밀도가 떨어진다는 것은 트랜스듀서의 성능이 떨어진다는 것을 의미하므로 이식형 인공중이를 난청자에게 설치한 후 이를 보상하는 것이 필요하게 된다. 자석을 부착한 후의 자속밀도의 변화에 대한 연구는 현재 거의 없는 상황이지만 일반적으로 NdFeB의 경우 약 5년이 지나면 20%정도의 자속밀도의 감소가 있게 되는 것으로 알려져 있다. 자속밀도의 감소에 대한 보상은 공급전류를 늘이는 방법이 가장 간편할 것으로 판단되며 트랜스듀서의 발생진동력의 식에서 보면 Tr은 자속밀도와 전류에 비례하므로 자속밀도가 감소하는 만큼 전류를 늘려주면 된다. 즉 사용연한에 따라 이식형 인공중이의 증폭도를 약 20%정도 크게 하면 사용상의 문제가 없다.

저자들은 이러한 자석의 자속의 변화를 알아보기 위하여 이

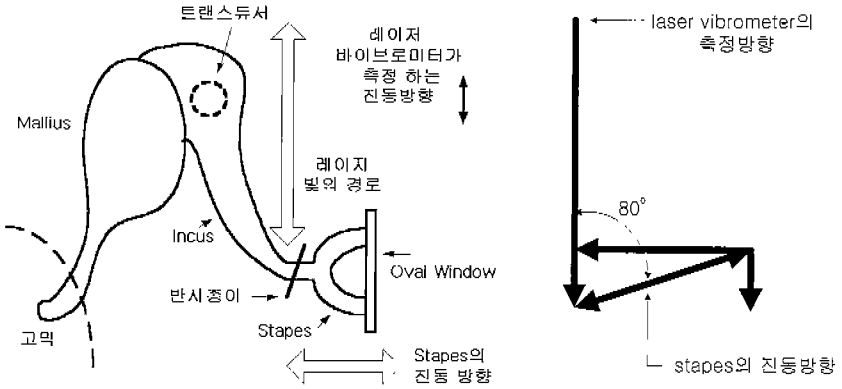

그림 11. 실제 등자뼈의 진동방향과 측정방향의 그림과 벡터도
Fig. 11. Vibration direction & measurement direction and it's vector diagram

식형 인공중이에 사용하기 위해 제작된 NdFeB소재의 영구자석을 같은 극끼리 부착한 후 장기간에 걸쳐 자속변화를 살펴보고 있다. 약 8개월간의 관찰 결과, 처음 부착순간에 약 10%정도의 자속밀도의 감소가 있었으나 이 후에는 현재까지 자속밀도의 변화는 거의 없었다. 대부분의 물리현상이 지수적으로 변화한다고 가정할 때 자석 부착 순간에 약간 자속이 감소하고 그 이후에는 안정해 지는 것으로 보아 앞으로 자속의 감소정도는 매우 경미할 것으로 예상된다.

결 론

본 논문에서는 기존의 전자 트랜스듀서가 가지는 단점을 보완할 수 있는 새로운 형태의 차동 식 플로팅매스형 전자 트랜스듀서를 제안하였다. 차동 플로팅매스형의 트랜스듀서는 효율이 높게 나타나므로 기존의 것보다 작은 체적으로 제작을 해도 실용상 지장이 없다. 그리고 중이 내에 이식하기 쉽고 코일-자석간의 간격 조정이 필요 없어 수술이 간단해 지며 외부의 변화에 크게 영향받지 않고 동작하므로 성능의 유지가 좋은 장점이 있다. 특히 2개의 영구자석을 사용하므로 지자계 및 외부자장의 변화에 거의 영향받지 않는 특징이 있다. 이러한 차동 플로팅매스형의 트랜스듀서의 이식형 인공중이에 사용을 위하여 정량적인 트랜스듀서의 해석을 통해 성능을 평가하였으며 트랜스듀서 진동실험을 통하여 주어진 정격전류에 따라 진동하는 크기를 측정하였고 사체의 이소골에 트랜스듀서를 설치한 후 이소골 진동실험을 실시함으로써 실제 인체에 사용시의 특성을 조사하였다. 실험후 측정된 결과는 제안된 차동 플로팅매스형의 트랜스듀서가 이식형 인공중이에 효율적으로 사용할 수 있음을 보였고 이러한 결과는 앞으로 이식형 인공중이의 실용화에 이용될 것으로 보인다.

참 고 문 헌

1. Marshall Chasin, M. Sc. Reg. *Current Trends in Implantable Hearing Aids* Trends in Amplification, Vol. 2, No. 3, pp 94-100, 1997
2. R. L. Goode and M. Rosenbaum, *The history and Development of Implantable Hearing Aid,* The Otolaryngoligic Clinics of North America, vol. 28, pp. 1-17, 1995
3. John M. Fredrickson, James M.Coticchia, and Sid Khosla, *Ongoing investigations into an implantable electromagnetic hearing aid for moderate to servere sensoryneural hearing loss,* The Otolaryngoligic Clinics of North America, vol. 28, pp. 107-120, 1995
4. 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
5. Richard L. Goode, *Current status and future of implantable electromagnetic hearing aids,* The Otolaryngologic Clinics of North America, vol. 28, pp. 141-145, 1995
6. H. A. Hassan, W. Frenz *Mechanical, Acoustic and Electromagnetic Evaluation of the Semi-implantable Middle Ear Hearing Device* ENT-Ear, Nose & Throat Journal, Vol 76, No. 5, pp 321-327, May 1997
7. http://www.symphonix.com
8. 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
9. T. Tsuiki, 補聽器と人口中耳, Johns. vol. 11, no. 4, pp. 533-536, 1995
10. W. H. Ko, W. L. Zhu, and A. J. Maniglia, *"Engineering principles of mechanical stimulation of the middle ear,"* Otolaryngoligic Clinics of North America, vol. 28, no 1, pp. 29 41, 1995
11. T. G. Dietz, G. R. Ball, B. H. Katz, *Partially Implantable Vibration Ossicual Prosthesis* TRANSDUCERS '97, vol 1, pp 433 436, 1997
12. 박형욱 등, "이식형 중이 청각보조기를 위한 진동 트랜스듀서의 실제" 대한 의용생체공학회지 제17권, 제4호, PP 535-543, 1996
13. D. K. Cheng, Field and wave electromagnetics, Addison Wesly pub, LTD., pp 225 294, 1989
14. M. Pollack, Amplification for the Hearing-Impaired, 3rd editio