

논문 2002-11-3-07

이식형 인공중이 시스템을 위한 고효율 차동 전자 트랜스듀서의 설계

송병섭*, 노철균**, 김명남***, 조진호****,*****

Design of High Efficiency Differential Electromagnetic Type Transducer for Implantable Middle Ear System

Byung-Seop Song*, Chul-Kyun Ro**, Myoung-Nam Kim***, Jin-Ho Cho****,*****

요 약

이식형 인공중이에 사용되는 일반적인 전자기 방식의 진동 트랜스듀서에 비하여 두 개의 소형 영구자석을 같은 극끼리 접착한 후 코일내부에 위치시킨 차동 전자 트랜스듀서는 효율이 높고 코일-영구자석간의 공극조정이 필요 없으며 외부의 자기장에 대하여 영향을 받지 않는 특성을 가진다. 본 논문에서는 이러한 차동 전자 트랜스듀서를 이식형 인공중이 시스템에 사용하기 위하여 입력전류에 대하여 진동력의 크기를 최대화시킬 수 있는 효율적인 구조를 제안, 해석하였다. 유한요소 해석을 통하여 가장 효율적인 코일과 자석의 길이 비를 도출하였고 소리신호 전달을 위한 트랜스듀서의 필요 진동력을 산출한 후 트랜스듀서 발생 진동력을 해석하였다. 그리고 실제 이소골에 이식할 수 있는 크기의 트랜스듀서를 제작하기 위한 설계상수를 추출하였다. 계산된 설계상수를 이용하여 이식 가능한 크기로 트랜스듀서를 구현한 후 무부하 실험과 사체 부하 실험을 실시하여 제작된 트랜스듀서가 실제 중등이상 고도난청자를 위한 이식형 인공중이 시스템에 사용될 수 있음을 증명하였다.

Abstract

The differential electromagnetic transducer for IME(implantable middle ear) system, which have two small permanent magnets glued with the same pole facing each other in the coil, has high vibration efficiency and does not influenced by external magnetic field. In this paper, using finite element method, highly efficient structure of the transducer was proposed and vibration force of the transducer was calculated by electromagnetic theory. And the necessary vibration force of transducer to transmit the sound signal to inner ear when the transducer is attached at stapes was calculated and the design parameters of the transducer were investigated. Using the parameters, the differential electromagnetic transducer was manufactured in small size to implant in confined human middle ear. And it was examined by unloaded and loaded vibration experiment using temporal bone sampled from cadaver.

1. 서 론

일반적으로 난청자들이 사용하는 보청기는 공기를 통해 전도되는 음성신호를 마이크로폰을 이용하여 전기신호로 변환한 후 증폭 및 신호처리하고 소형 스피커를 이용하여 다시 공기진동의 형태로 변환하여 소리를 고막에 전달하게 된다. 그러나 이러한 기존의 보청기는 소형 스피커의 특성이 그다지 우수하지 못하기 때문에 음질이 떨어지게 되고, 두 차례의 에너지 변환과정을 거치게 되므로 신호의 왜곡이 발생하기 쉽다. 특

* 경북대학교 센서기술 연구소(Sensor Technology Research Center, Kyungpook National University)

** 경일대학교 제어계측공학과(Department of Control & Instrumentation Eng., Kyungil University)

*** 경북대학교 의과대학 의공학교실(Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Kyungpook National University)

**** 경북대학교 전자전기컴퓨터학부(School of Electrical Eng., and Computer Science, Kyungpook National University)

<접수일자 : 2002년 4월 9일>

히, 고도 난청자 또는 감음신경성 난청자의 경우 신호처리시 주파수가 큰 대역에서의 이득을 크게 하여야 하므로 스피커로 출력된 소리가 다시 마이크로폰으로 입력되는 음향 케환에 의한 링잉 현상(ringing)이 발생할 가능성이 매우 높다⁽¹⁻²⁾.

이에 비하여 이식형 인공중이 시스템(implantable middle ear system)은 음성신호를 신호 처리한 후 외이도와 고막을 거치지 않고 이소골 내에 이식된 진동 트랜스듀서를 이용하여 바로 중이 또는 내이입구를 진동시켜서 난청환자가 소리를 인식할 수 있도록 하는 시스템이다. 그러므로 기존 보청기에 비해 왜곡이 적고 트랜스듀서의 진동으로 소리를 전달하게 되므로 음향 케환에 의한 링잉현상이 일어나지 않는다. 또한 주파수 특성이 우수하여 음의 명료도가 높아 거의 자연음에 가까운 신호를 전달할 수 있는 장점이 있어 차세대 청각보조기로 많은 난청자 및 관련 연구자의 주목을 받고 있다⁽³⁻⁵⁾.

이식형 인공중이는 체내에 이식되어 직접 신호를 내이에 전달하는 진동 트랜스듀서에 따라 그 성능이 크게 달라지는데 현재까지는 세라믹 바이몰프(ceramic bimorph)를 사용하는 압전 방식(piezoelectric type)과 코일과 영구자석을 사용하는 전자 트랜스듀서 방식(electromagnetic type)의 트랜스듀서가 주로 사용되고 있으며 전자 트랜스듀서 방식의 경우 비교적 구조가 간단하고 주파수 특성이 우수하며 진동효율이 높은 것으로 보고되고 있다⁽⁶⁻⁷⁾. 최근 미국의 Symphonix Device사에서는 코일의 내부에 영구자석을 위치시킨 구조를 가지는 FMT(floating mass type) 전자 트랜스듀서를 제안하였으며 이는 주파수 특성이 우수하면서도 효율이 높아서 작은 크기로 구현 가능하다⁽⁸⁻⁹⁾. 그러나 이러한 전자 트랜스듀서는 영구자석을 사용하기 때문에 외부의 자기장이 유입될 경우 원치 않는 진동이 발생하게 되고 자기공명 영상장치와 같이 큰 자기장이 존재하는 환경에서는 매우 큰 진동이 발생하여 생체를 손상시킬 가능성마저 존재한다⁽¹⁰⁾.

최근 저자들은 이러한 단점을 보완한 차동 전자 트랜스듀서의 기본 설계 원리를 제안한 바 있다⁽¹¹⁻¹³⁾. 이는 코일내부에 같은 극끼리 마주 붙인 두 개의 실린더형 영구자석을 위치시킨 것으로서 외부의 자기장이 유입될 경우 각각의 자석

에서 같은 크기 반대방향의 진동이 발생하게 함으로서 진동력이 서로 상쇄되어 없어지게 하는 구조를 가진다. 차동 전자 트랜스듀서는 코일내부에 영구자석이 위치하기 때문에 누설 자기장을 최소화 할 수 있어서 진동 효율이 높고, 트랜스듀서 전체가 진동하는 구조를 가지기 때문에 주파수 특성이 우수하고 이식 수술시 단순히 트랜스듀서를 이소골에 부착만 하면 되므로 수술절차가 간단한 장점이 있다.

그런데 차동 전자 트랜스듀서는 영구자석에서 발생하는 자기력선이 코일의 중심과 가장자리에서 두 번 쇄교하게 되며, 가장자리에서 쇄교할 때는 코일의 중심에서의 쇄교방향과 반대가 되므로 진동효율이 떨어지는 단점이 있다. 그러므로 트랜스듀서 가장자리에서의 자기력선과 코일의 쇄교의 영향을 최소한으로 줄일 경우 진동효율이 높아지게 된다. 한편, 가장자리에서의 영향을 없애기 위해서는 코일의 길이를 영구자석의 길이보다 짧게 하여야만 하지만 너무 짧게 되면 오히려 진동력이 떨어지게 되므로 정확하고 정밀한 계산에 의해 코일과 영구자석의 길이를 도출해야만 한다. 그러나 현재까지는 기본적인 설계원리와 발생 진동력에 대한 연구만 이루어진 상태이며 이와 같은 트랜스듀서의 진동효율을 최대한 높일 수 있는 연구가 필요한 실정이다.

본 논문에서는 유한 요소 해석을 이용하여 고효율의 차동 전자 트랜스듀서 구조를 도출하고 이의 발생진동력을 전자기 해석방법으로 계산함으로써 트랜스듀서 설계시 필요한 파라미터들의 관계를 정립하였다. 트랜스듀서의 가장자리에서 영구자석에서 발생하는 자기력선과 코일의 쇄교가 없어지도록 하기 위한 코일과 영구자석의 길이비를 도출하였고 이를 이용하여 코일의 길이를 줄일 수 있도록 함으로써 가장 효율적인 트랜스듀서 진동력이 발생하도록 고려하였다. 또한 이소골 내에 이식될 경우 요구되는 차동 전자 트랜스듀서의 필요 진동력 해석을 통하여 실제로 이식형 인공중이 시스템의 제작에 필요한 설계상수를 계산하였다. 계산된 설계상수를 이용하여 이소골에 직접 이식 가능한 크기의 진동 트랜스듀서를 제작한 후 무부하 진동실험과 사체 부하 진동실험을 실시하여 제작된 차동 전자 트랜스듀서의 진동특성과 실제 이소골 구동능력을 조사하여 이식형 인공중이 시스템에의 사용가능성을 검사하였다.

II. 이식형 인공중이 시스템의 구조와 원리

이식형 인공중이 시스템은 그림 1에서와 같이 귀 뒤에 거치되는 체외기와 몸 속에 이식되는 체내기로 구성되며, 체외기는 마이크로폰과 신호처리부 및 송신코일로 이루어져 있고 체내기는 수신코일과 검파회로 및 트랜스듀서로 이루어진다. 마이크로폰을 통해 입력된 소리신호는 난청자의 청각특성에 맞도록 증폭 및 필터링 등의 신호 처리된 다음 변조되어 송신코일을 통해 피부를 경유하여 체내기로 전달된다. 체내기에서는 수신코일을 이용하여 수신된 변조신호를 검파하여 원래의 소리신호를 복원한 다음, 이 신호를 진동 트랜스듀서로 전달한다. 중이의 이소골에 이식되는 진동 트랜스듀서는 전달된 소리신호와 같은 형태의 진동을 발생시킴으로써 중이를 진동시켜 내이로 소리신호를 전달하게 되며 난청자가 소리를 인식하게 된다.

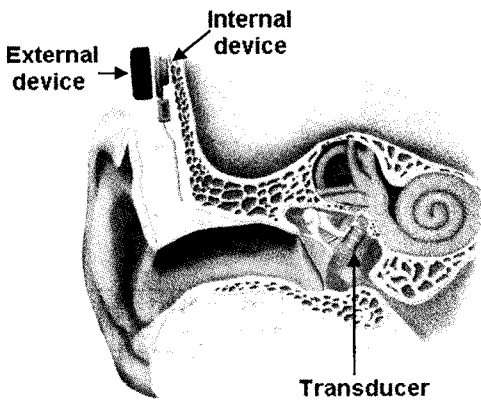


그림 1. 이식형 인공중이 시스템의 구조.
Fig. 1. Structure of the implantable middle ear system.

이식형 인공중이 시스템은 출력의 형태가 트랜스듀서의 진동이기에 때문에 음향 왜곡이 일어나지 않으며 링잉현상이 일어나지 않는다. 그러므로 이식형 인공중이는 신호처리부의 이득을 충분히 높일 수 있어 고도 난청자에게 사용할 수 있으며 높은 주파수대역의 소리신호도 잘 전달할 수 있으므로 청음명료도가 높은 장점이 있다. 한편 이식형 인공중이 시스템은 기존의 보청기와는

달리 외이도에 아무것도 넣지 않기 때문에 착용에 대한 거부감이 없고 감염의 위험이 적으며 체외기를 머리카락 속에 은닉시킬 경우 청각보조기의 사용유무를 외부에서는 알 수가 없기 때문에 미용적인 효과가 우수하다.

III. 차동 전자 트랜스듀서의 구조 및 원리

이식형 인공중이 시스템의 각 구성요소 중에서 진동 트랜스듀서가 가장 중요한 역할을 한다. 왜냐하면 이는 몸 속에 이식되어 진동의 형태로 직접 소리신호를 체내로 전달하는 핵심부분이기 때문이다. 또한 트랜스듀서는 좁은 중이강내에 이식될 수 있도록 작은 크기로 구현될 수 있어야 하고, 충분한 이소골 구동 능력을 가져야 한다. 그러므로 이식형 인공중이 시스템의 성능은 트랜스듀서의 특성에 크게 좌우된다고 할 수 있다.

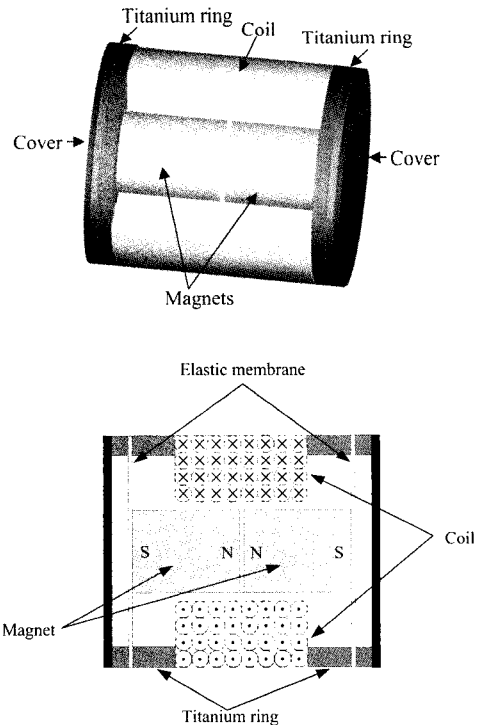


그림 2. 인공중이용 차동 전자 트랜스듀서의 구조 및 단면도.
Fig. 2. Structure of the differential electromagnetic transducer.

현재까지 여러 가지 방식의 이식형 인공중이 용 트랜스듀서가 개발되었지만 그 중에서도 저자들에 의해 제안된 차동 전자 트랜스듀서는 효율이 높고 주파수 특성이 우수하며 외부의 자기장에 대하여 영향을 받지 않는 우수한 진동 트랜스듀서로 보고되고 있다. 차동 전자 트랜스듀서는 그림 2에서와 같이 코일의 내부에 같은 극끼리 부착한 두 개의 실린더형 영구자석을 위치시킨 후 진동막과 티타늄 링을 이용하여 코일과 자석을 비접촉으로 고정시킨 형태를 가지고 있다.

코일내부에 영구자석을 위치시켰기 때문에 영구자석에서 발생하는 자기력선은 그림 3에서와 같은 분포를 가지게 된다. 영구자석의 자기력선은 대부분 원통 코일의 중앙부분을 쇠고하면서 트랜스듀서의 바깥쪽으로 향하였다가 휘어져 반대 극으로 되돌아오게 되며 누설 자석이 거의 없어 진동 효율이 높다. 만약 그림 3에서와 같이 영구자석을 휘감는 방향으로 전류를 인가하면 F_c 방향으로 힘이 발생하게 된다. 그러므로 소리 신호를 코일에 인가하면 이에 따라 발생하는 힘에 의해 트랜스듀서는 소리신호와 같은 형태의 진동이 발생하게 된다. 만약, 트랜스듀서가 외부 자장이 존재하는 환경에 있다고 가정하면 두 개의 자석 모두가 외부자장의 영향을 받게 되고 두 자석에 각각 같은 크기의 힘이 발생하게 된다. 그러나 이때 발생하는 각각의 힘의 방향은 서로 반대가 되므로 발생된 힘은 서로 상쇄되어 외부의 자장에 의한 영향을 받지 않는다. 그러므로 차동 전자 트랜스듀서는 외부의 자기장에 대하여 안정한 특성을 가지게 된다. 한편, 그림 3에서와 같이 중심부에서 빠져나간 자기력선은 트랜스듀서 가장자리 점선 부분의 코일과 쇠교할 경우에는 중심부에서 발생한 힘의 방향과 반대 방향으로 힘이 발생하게 된다. 이러한 트랜스듀서 가장자리에서의 코일과 자기력선의 쇠교는 트랜스듀서의 진동효율을 떨어뜨리는 원인이 된다. 그러므로 진동 효율을 높여 고효율의 진동 트랜스듀서를 구현하기 위해서는 가장자리부분에서의 코일과 자기력선의 쇠교를 없애주어야 한다.

본 논문에서는 고효율 진동 트랜스듀서의 구현을 위하여 유한 요소 해석 방법을 통하여 가장자리에서의 코일과 자기력선의 쇠교되는 점을 계산하였고 가장 효율적인 코일과 영구자석간의 길이비를 도출함으로써 트랜스듀서의 정밀설계를 가능하도록 하였다.

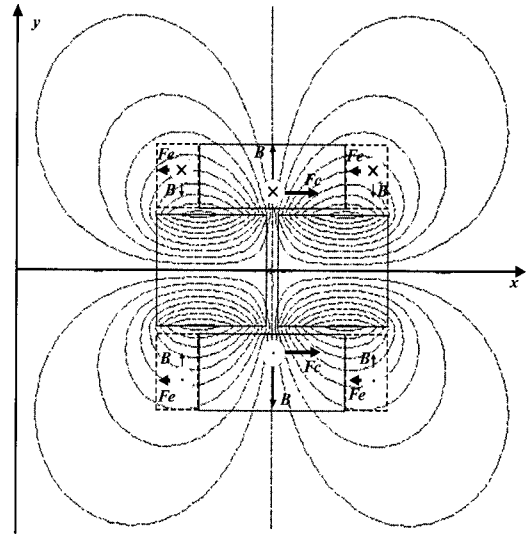


그림 3. 차동 전자 트랜스듀서의 자기력선 분포 및 발생 힘의 방향.

Fig. 3. Magnetic flux distribution and directions of generated forces of the differential electro-magnetic transducer.

IV. 트랜스듀서 필요 진동력

이식형 인공중이 시스템의 트랜스듀서는 주로 등골에 이식되어 진동력을 전달하게 된다. 이때 진동력의 크기에 따라서 내이에 전달되는 소리 신호의 크기가 달라지므로, 트랜스듀서에서 발생하는 진동력과 내이에 전달되는 음압의 크기와의 관계를 정확히 해석하여야 원하는 크기의 신호를 전달할 수 있도록 설계가 가능하다. 그러므로 정확한 진동력의 크기를 계산하기 위해서는 등골에 전달되는 음압의 크기를 계산한 후 이에 맞는 트랜스듀서의 진동력을 추출하여야 한다.

만약 난청자의 청각역치가 p_a dB SPL(sound pressure level)이고 입력음압이 p_b dB SPL인 경우 필요한 진동 트랜스듀서의 구동 음압 p_d 는 Laybarger^[14]의 반이득 법칙 (half gain rule)에 의하여

$$p_d = \frac{p_a}{2} + p_b \text{ [dB SPL]} \quad (1)$$

와 같이 구할 수 있다. 만일 p_a dB SPL로 고막이 자극을 받는다면 고막이 받는 압력 p_{ed} 는

$$p_{ed} = p_{ref} 10^{\frac{p_d}{20}} \quad [\text{N/m}^2] \quad (2)$$

이다. 여기서 p_{ref} 는 정상인이 청각을 느끼는 문턱치 즉, 0 dB SPL의 압력 값으로서 2×10^{-5} N/m²로 주어진다.^[15] 예를 들어 100 dB SPL가 인가 될 경우 p_{ed} 는 2 N/m²가 된다. 이 압력은 중이를 거쳐 등골로 전달되면서 약 22.3배 증폭되게 된다. 왜냐하면 고막의 유효 면적이 55 mm²인데 비해 등골의 종단 면적은 3.2 mm²이므로 약 17배 증폭되고 추골의 길이와 침골 장돌기의 길이 차에 의해 약 1.3배 증폭되기 때문이다.^[16-17] 그러므로 p_d dB SPL로 고막이 자극 받을 때 등골에 전달되는 압력의 크기 p_{st} 는

$$p_{st} = 22.3 \times p_{ref} 10^{\frac{p_d}{20}} \quad (\text{N/m}^2) \quad (3)$$

이 된다. 이때 등골 종단에 미치는 진동력의 크기는 등골 종단의 면적과 압력의 크기의 곱으로 표시되므로

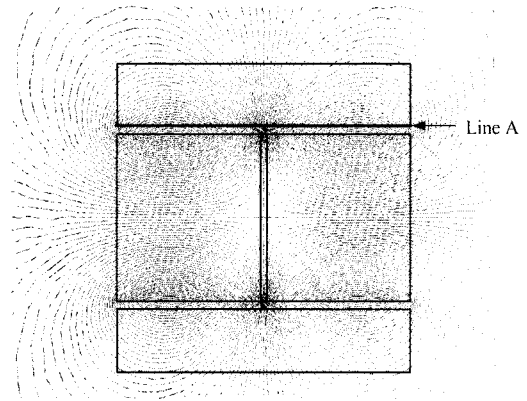
$$\begin{aligned} f_{st} &= S_{st} p_{st} 10^{\frac{p_d}{20}} \\ &= 1.43 \times 10^{-9} \times 10^{\frac{p_d}{20}} \quad [\text{N}] \quad (4) \end{aligned}$$

가 된다. 그러므로 등골에 이식된 트랜스듀서가 1.43×10^{-4} N의 진동력을 발생시키면 100 dB SPL의 음압을 전달되게 된다. 식 (4)를 이용하여 트랜스듀서의 진동력의 크기에 대하여 고막을 통하여 입력되는 음압의 크기를 계산할 수 있으며 트랜스듀서 설계 시 필요한 트랜스듀서의 구동력을 알 수 있다.

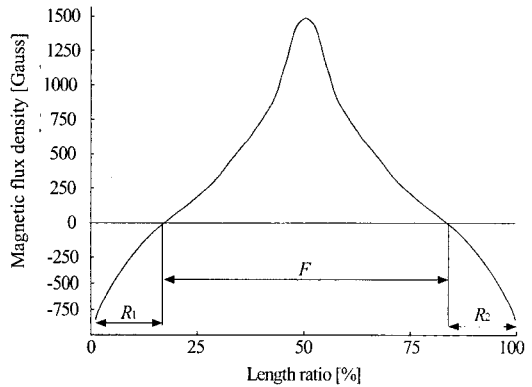
V. 효율적인 트랜스듀서 구조

그림 3에서 트랜스듀서 중심부에서의 자기력선의 방향은 대부분 y축 방향이며 이 때 x축 방향의 힘이 발생한다. 그러나 트랜스듀서의 좌측과 우측 점선 부분을 보면, 중심에서 발생한 자기력선이 가장자리에서 코일과 쇠교할 때는 중심부에서의 자속의 방향과 반대인 -y축 성분이 존재하게 되어 중심부에서 발생하는 힘의 방향과 반대 방향의 힘을 발생시킨다. 즉 가장자리에서의 코일과 자기력선의 쇠교는 중심부에서 발생하는 힘을 감소시키는 효과를 가져와서 트랜스듀서

의 진동효율을 떨어뜨리게 한다. 그러므로 트랜스듀서의 진동효율을 최대한 높이기 위해서는 가장자리 부분에서 자기력선의 방향이 -y축 성분이 존재하는 곳의 코일을 없애주어야 한다. 이러한 자기력선의 분포 해석은 유한 요소 해석을 이용함으로써 영구자석의 자기력선에 -y축 방향 성분이 발생하는 지점을 쉽게 계산할 수 있다.



(a)



(b)

그림 4. 차동 전자 트랜스듀서의 (a) 영구자석에 의한 자기력선의 분포 및 (b) A 선에서의 자속 밀도 크기.

Fig. 4. (a) Magnetic flux distribution of magnets and (b) magnetic flux density according to line A in the differential electromagnetic transducer.

이를 위해 먼저 그림 4의 (a)에서와 같이 차동 전자 트랜스듀서의 영구자석과 코일의 구조를 유한개의 요소로 나눈 후 영구자석에 의해 발생하는 자기력선의 분포를 구하였다. 그리고 이 자기력선 분포를 이용하여 그림 4의 (b)에서와 같

이 코일이 위치하는 곳에서 A선을 따라 자속 밀도의 크기 그래프를 구하였다. 그래프에서 양과 음의 값은 자력선의 방향을 나타내며 양의 값은 y 축 방향 성분, 음의 값은 $-y$ 축 방향 성분의 자속 밀도의 크기를 나타낸다.

그림 4의 (b)에서 전체 영구자석의 길이에 대해 가장 중심부인 50%의 위치에서 자속 밀도의 크기가 가장 큰 것을 알 수 있고 가장자리로 갈수록 자속 밀도의 크기가 작아져서 가장자리 부분에서는 자속 밀도의 방향이 $-y$ 축 성분을 가짐을 볼 수 있다. 즉 양의 자속 밀도의 값을 가지는 F 구간에서는 그림 4의 x 축 방향 성분의 힘이 발생하고, 음의 자속 밀도의 값을 가지는 R_1 및 R_2 구간에서는 $-x$ 축 방향 성분의 힘이 발생함을 알 수 있다. 그러므로 R_1 및 R_2 구간에서의 코일을 없애야만 진동 효율을 높일 수 있다.

유한 요소 해석을 통해 구한 그림의 F 구간의 길이는 전체 영구자석 길이의 63%에 해당하는 길이였다. 그러므로 트랜스듀서 제작 시에 영구자석과 코일의 길이 비를 1 : 0.63으로 둔다면 최대의 트랜스듀서 진동 효율을 얻을 수 있을 것이다.

VI. 트랜스듀서의 발생진동력

트랜스듀서의 진동력 해석을 위하여 자석의 자기장과 발생 진동력의 방향을 그림 5에서와 같이 간략화 한 후 인가되는 전류의 크기, 코일의 권수, 영구자석의 크기, 및 영구자석의 자속밀도 등에 대한 트랜스듀서 발생 진동력의 크기를 계산하였다. 트랜스듀서 중앙부의 자석이 부착된 부분에서는 영구자석에서 발생한 자기장이 서로 밀어내게 되므로 자기력선은 대부분 코일을 쇄교하여 트랜스듀서 바깥쪽을 향하게 된다. 이때 코일에 전류를 공급하면 자석과 코일에는 힘이 발생하게 되며 발생하는 힘의 방향은 x 축 방향이 된다.

영구자석의 자속 밀도를 B_m , 공급되는 전류를 I 라 하면, 발생하는 힘 F 는

$$F = I \oint dl \times B_m \quad [\text{N}] \quad (5)$$

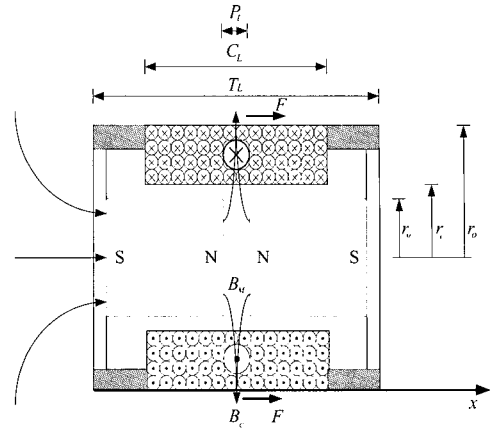


그림 5. 트랜스듀서 내의 영구자석 접합부의 자속의 분포.

Fig. 5. Magnetic flux distribution at the gluing point of the magnets.

이다.^[18] 여기서, B_m 은 코일 중심부에서 쇄교하는 성분만을 나타내는 것이다. 영구자석에서 발생하는 자속을 Φ , 및 코일에 쇄교하는 영구자석에 의한 자속밀도를 B_c , 쇄교하는 전류를 I_t 라 하면

$$\begin{aligned} I_t &= \oint_{\tau} J \, d\tau = \oint_{\tau} \frac{NI}{\pi(r_o^2 - r_i^2)C_L} \, d\tau \\ &= \frac{NI}{\pi(r_o^2 - r_i^2)C_L} \int_{r_i}^{r_o} \int_0^{2\pi} \int_0^{P_i/2} r \, dz \, d\phi \, dr \\ &= \frac{NIP_t}{2C_L} \quad [\text{A}] \end{aligned} \quad (6)$$

$$\Phi = B_m \pi r_m^2 \quad [\text{Wb}] \quad (7)$$

$$\begin{aligned} B_c &= \frac{\Phi}{\pi(r_{i+}r_o) \frac{P_t}{2}} = \frac{2\pi B_m r_m^2}{\pi(r_{i+}r_o)P_t} \\ &= \frac{2B_m r_m^2}{(r_{i+}r_o)P_t} \quad [\text{T}] \end{aligned} \quad (8)$$

이다. 여기서, N 은 코일의 권수, P_t 는 두 영구자석 간의 접촉 시 발생하는 간극, C_L 은 코일의 가로 길이, r_m 은 자석의 반경, r_i 는 코일의 내부 반경, 및 r_o 는 코일의 외부 반경이다. 그리고 식 (5)의 적분은 코일 외경과 내경의 중심부를 원둘레 방향으로 적분하는 것으로

$$\oint dl = 2\pi \frac{r_i + r_o}{2} = \pi(r_i + r_o) \text{ [m]} \quad (9)$$

와 같이 계산된다. 실제로 영구자석에서 발생하는 대부분의 자기장은 코일을 쇠교하므로 누설 자속이 없다고 가정하고, 쇠교하는 모든 자기장이 코일과 직교한다고 가정하면 모든 벡터 연산은 스칼라 연산으로 변화하게 되며, 식 (5)는 식 (6), 식 (8), 및 식 (9)의 곱의 형태로 나타나게 된다.

그러므로 트랜스듀서에서 발생하는 진동력 F 는

$$F = \frac{2\pi B_m N I r_m^2}{C_L} \text{ [N]} \quad (10)$$

로 주어진다. 그러므로 트랜스듀서 발생 진동력은 코일의 권수, 공급 전류, 자석의 자속 밀도 및 자석의 반지름의 제곱에 비례하고 코일의 길이에 반비례함을 알 수 있다. 이와 같이 계산된 진동력의 식을 바탕으로 트랜스듀서에 공급되는 구동 전류에 대하여 발생하는 진동력의 크기를 계산하여 그림 6의 그래프로 나타내었으며 계산에 사용된 트랜스듀서의 정수는 $C_L = 1.1 \text{ mm}$, $B_M = 0.2 \text{ T}$, $N = 350$, 및 $r_m = 0.5 \text{ mm}$ 이다.

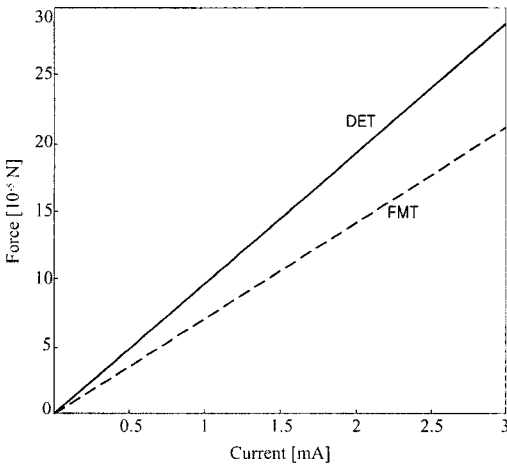


그림 6. 제안한 트랜스듀서와 FMT 트랜스듀서의 전류 대 발생 진동력 특성 곡선.

Fig. 6. Characteristics curves of generation force versus current of the FMT and the proposed transducer.

이와 같이 인가되는 전류에 대한 트랜스듀서의 발생 진동력을 정량적으로 계산함으로써 실제

난청자의 역치에 맞는 이식형 인공중이를 설계할 수 있다. 예를 들어 차동 전자 트랜스듀서를 등골에 이식한 후 100 dB SPL의 소리신호를 난청자에게 들려줄 경우, 약 $1.43 \times 10^{-4} \text{ N}$ 의 진동력이 필요하게 되므로 약 1.5 mA의 전류를 트랜스듀서에 공급하면 된다.

그림 6에서는 현재까지 개발된 트랜스듀서 중 가장 진동 효율이 높은 것으로 보고된 FMT 트랜스듀서와 제안된 환경자장 무간섭형 차동 전자 트랜스듀서의 전류 대 발생 진동력 그래프를 함께 그림으로써 트랜스듀서의 성능을 비교할 수 있도록 하였다. 여기서 전자 트랜스듀서의 진동력을 비교하려면 코일의 반지름, 코일의 길이 그리고 영구자석의 세기에 큰 영향을 받으므로 이러한 상수들을 모두 일치시킨 후 진동력을 계산하여 비교하여야 한다. 그러나 환경자장 무간섭형 차동 전자 트랜스듀서와 FMT 트랜스듀서는 서로 다른 구조를 가지기 때문에 이러한 모든 상수들을 일치시킬 수 없다. 따라서, 트랜스듀서 내부의 구성과는 상관없이 두 가지 방식의 트랜스듀서의 외부 크기를 지름 2 mm, 길이 2 mm로 가정하고 표 2에서와 같은 상수를 사용하였을 때의 진동력을 계산하여 비교하였다. 이 때 제안한 트랜스듀서에서 사용되는 코일의 권수 및 영구자석의 자속밀도를 FMT보다 다소 낮게 잡은 것은 영구자석을 같은 극끼리 마주 붙일 경우 자속밀도가 약 8% 정도 감소하기 때문이다. 그리고 제안한 트랜스듀서의 코일의 길이가 FMT보다 작은 것은 앞에서 언급한 최대의 진동 효율을 가지기 위해 영구자석과 코일의 비를 1 : 0.6으로 두었기 때문이다. FMT 트랜스듀서의 진동력 F 는

$$F = \frac{2\pi \mu_0 N I r_m^2 C_L B_M}{r_o^A} \text{ [N]} \quad (11)$$

와 같이 구할 수 있다. 그림 6의 그래프들을 살펴보면 제안된 환경자장 무간섭형 차동 전자 트랜스듀서가 FMT 트랜스듀서보다 같은 크기의 전류 입력에 대해 약 20% 큰 진동력을 가짐을 알 수 있다. 그러므로 제안한 환경자장 무간섭형 차동 전자 트랜스듀서는 FMT 트랜스듀서보다 진동 효율이 우수함을 알 수 있으며 전류 입력에 대하여 같은 크기의 진동력을 발생시키기 위해 필요한 코일의 권수를 줄일 수 있으므로 그만큼 트랜스듀서의 체적을 줄일 수 있다.

VII. 트랜스듀서 제작 및 실험

이식형 인공중이에 사용하는 차동 전자 트랜스듀서를 계산된 설계기준에 맞도록 제작하여 이의 특성을 실험을 통하여 조사하였다. 먼저, 인공중이를 이용한 전달음압을 100 dB SPL로 가정하여 체외기 및 체내기 회로를 통해 최대 1.5 mA의 전류공급이 있다고 가정하였다. 이때, 트랜스듀서가 중이강내에 이식 가능한 크기인 지름 2 mm, 길이 2 mm를 가지면서 1.43×10^{-4} N의 진동력을 발생시킬 수 있도록 설계하였다.

먼저, 코일 권선기를 이용하여 내경 1.1 mm, 외경 2 mm, 길이 2 mm, 권수 350회, 및 저항 60 Ω 의 코일을 제작하였다. 그리고 생체 적합성이 우수한 티타늄을 이용하여 지름 2 mm, 두께 0.1 mm 그리고 지름 1.8 mm 두께 0.1 mm인 링을 각각 제작하였다. 제작한 각 링 사이에 저밀도 폴리에틸렌을 펴서 넣은 다음 링을 끼워서 진동막을 제작하였다. 지름 1 mm, 길이 1.6 mm인 같은 극끼리 접촉한 두 개의 영구자석을 막의 중앙부에 세워서 부착한 후, 제작한 코일을 자석이 중앙부에 오도록 비접촉을 유지하면서 진동막의 티타늄 링에 고정시켰다. 그리고 반대편에 같은 형식으로 제작한 저밀도 폴리에틸렌 진동막을 끼운 링을 부착한 후, 양쪽 바닥에 지름 2 mm의 티타늄 링과 커버로 마감하였다. 이와 같은 과정을 거쳐 두 개의 저밀도 폴리에틸렌을 끼운 링과 코일 및 영구자석을 부착한 사진과 완성된 차동 전자 트랜스듀서의 외형을 그림 7에 나타내었다.

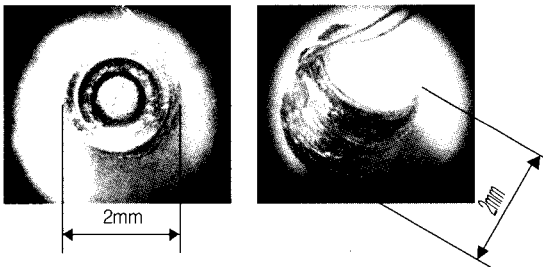


그림 7. 저밀도 폴리에틸렌을 진동막으로 이용한 트랜스듀서의 (a)윗면 사진 (b)커버를 붙인 후의 측면 사진.

Fig. 7. Photographs of (a) top view and (b) side view with cover of the proposed transducer using low density poly-ethylene as membrane.

1. 차동 전자 트랜스듀서의 무부하 진동 실험

제작된 차동 전자 트랜스듀서를 이용하여 정현파 전류를 인가한 후 주파수를 변화시키면서 트랜스듀서의 무부하 시의 진동을 레이저 진동 측정기로 측정함으로써 트랜스듀서의 진동 특성을 조사하였다. 실험을 위하여 먼저 그림 8에서와 같은 진동 측정 시스템을 구성하였다. 제작된 트랜스듀서를 방진 테이블 위에 위치시킨 후 함수 발생기(HP, 3310B)를 이용하여 가청 대역에서 주파수를 변화시키면서 트랜스듀서에 정현파 전류를 공급하였다. 트랜스듀서의 진동은 레이저 진동 측정기(Polytec, OFV 353)를 이용하여 측정하였고, 디지털 오실로스코프(Tectronix, TDS 380)를 이용하여 진동의 형태와 크기를 관찰하였다. 먼저, 함수발생기를 이용하여 1 mA와 2 mA의 전류신호를 트랜스듀서에 인가하고 100 Hz에서 10 kHz까지 주파수를 변화시키면서 트랜스듀서의 진동 크기를 측정하였고 그 결과를 그림 9에 나타내었다.

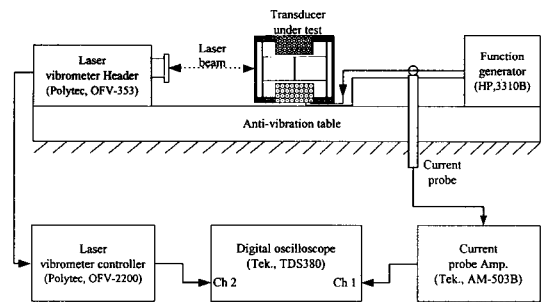


그림 8. 진동 측정 시스템의 구조.

Fig. 8. Schematic diagram of vibration measurement system.

제작된 트랜스듀서는 그림 9에서와 같이 1.5 kHz에서 공진 특성을 가지고 전체적으로 2차계 시스템의 진동 특성을 가짐을 알 수 있다. 진동의 크기는 2 mA 입력 시 최고 450 nm정도이며 100 Hz~10 kHz 까지의 가청 대역에서 입력 전류에 대해 충실히 반응하여 진동함을 볼 수 있다. 이러한 진동 특성은 100 Hz 미만의 저주파 대역에서의 진동특성을 제외한다면 그림 10에서 나타낸 것과 같은 고막을 통한 소리입력시 정상인의 등골 진동⁽¹⁹⁾ 과 유사한 특성을 보임을

알 수 있으며 2 mA의 전류입력시의 트랜스듀서 진동폭은 100 dB SPL과 110 dB SPL의 사이에 위치함을 볼 수 있다. 그러므로 제작된 트랜스듀서를 사용하여 이소골을 자극할 경우 원래의 이소골의 특성과 유사한 특성을 가지는 신호가 전달되게 될 것이다.

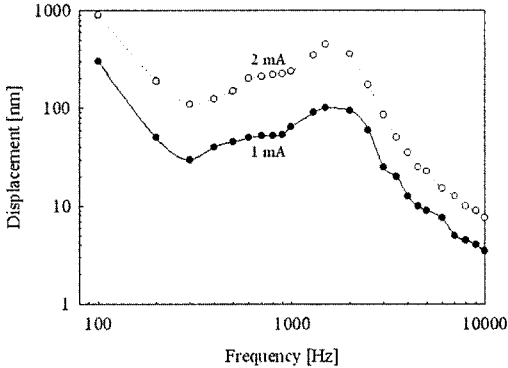


그림 9. 가청주파수 대역에서의 전류입력에 대한 주파수 대역별 트랜스듀서 진동 변위.
 Fig. 9. Vibration displacement of transducer when the constant current of audible frequency were applied.

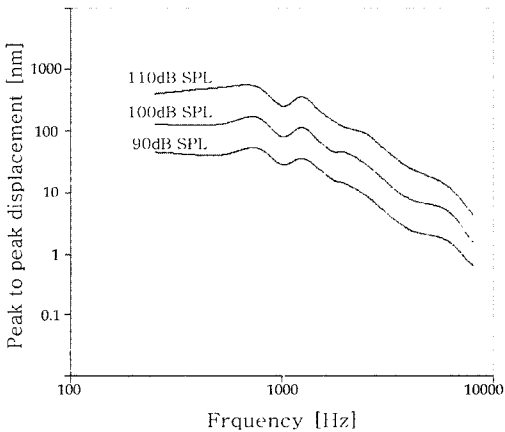


그림 10. Dietz 등에 의해 제시된 정상인의 등골의 진동 변위.
 Fig. 10. Displacement of normal human stapes presented by Dietz et al.

2. 사체 부하 진동 실험

제작된 트랜스듀서의 이소골 구동 능력을 확인하기 위하여 사체 샘플의 이소골에 트랜스듀서

를 설치한 후 진동실험을 실시하였다. 실험에 사용된 사체 샘플은 우측 귀 부분 (right temporal bone)으로서 실험에 사용할 수 있도록 중이강을 열고 내이 부분을 제거한 후 등골의 종단을 돌출시켜 놓았다.

먼저, 사체 샘플의 진동 특성을 확인하기 위하여 청각 자극기를 이용하여 고막에 100 dB SPL의 소리 신호를 인가하여 주파수를 변화시키면서 등골 종단의 진동을 측정함으로써 실험에 사용되는 사체 샘플의 진동 특성을 조사하였다. 레이저 진동 측정기를 사용하기 위하여 등골 종단 (stapes footplate)에 반사판을 부착한 후 청각 자극기를 이용하여 고막에 100 dB SPL의 소리자극을 인가한 후 등골 종단의 진동 변위를 측정하였다.

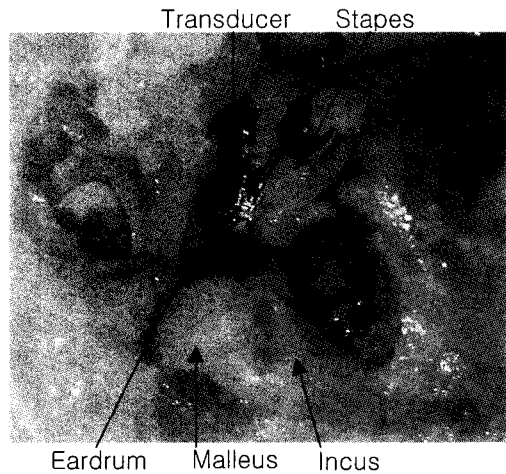


그림 11. 사체의 등골에 설치된 트랜스듀서.
 Fig. 11. The photograph of the transducer attached on the stapes.

다음으로는 그림 11에서와 같이 등골에 트랜스듀서를 설치한 후, 함수 발생기를 이용하여 전류를 인가하고 주파수를 변화시키면서 레이저 진동 측정기를 이용하여 등골 종단의 진동 크기를 측정하였다. 사체 샘플의 등골 아래 부분에 트랜스듀서를 설치하고, 함수발생기를 이용하여 일정한 전류를 공급한 후, 주파수를 변화시키면서 입력자극에 대한 등골 종단의 진동 크기를 측정하였다. 100 dB SPL의 소리를 고막에 인가하였을 때와 트랜스듀서를 설치한 후 전류를 공급하였을 때의 등골의 진동 등골 종단의 진동 변위를 그림 12의 그래프에 나타내었다.

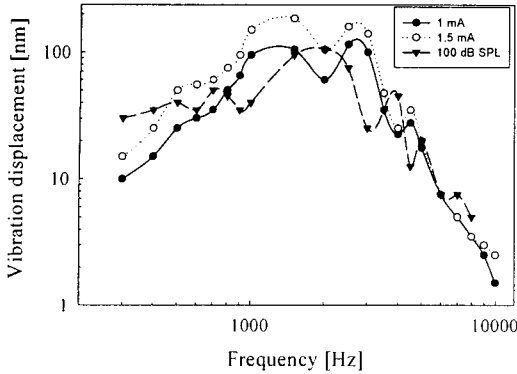


그림 12. 100 dB SPL의 소리인가 시와 트랜스듀서를 등골에 설치한 후 전류인가 시의 사체 등골바닥의 진동변위.

Fig. 12. Vibration displacement of stapes footplate when 100 dB SPL sound was applied to eardrum and the constant current of audible frequency were applied to the transducer that had been attached on the stapes.

그림 12에서의 그래프와 같이 실험에 사용된 사체 이소골은 약 2 kHz 부근에서 피크 특성을 가지며 최대 100 nm정도의 진동폭을 가짐을 볼 수 있다. 이는 그림 10의 정상인의 등골의 진동 특성과는 조금 상이한 특성을 가진다^[19-21]. 그 이유는 사체가 사후 경직현상을 일으킨 결과로 살아있을 때의 중이의 진동특성과는 다른 변화된 특성을 가지게 된 것으로 판단된다. 특히 1 kHz 미만의 주파수 대역에서의 진동의 크기가 적어짐을 볼 수 있으며 이는 사체가 경화되어 저주파 대역에서 트랜스듀서의 진동력이 이소골에 흡수되었기 때문이다.

한편, 트랜스듀서에 1 mA 와 1.5 mA의 전류를 공급하면 약 10 dyne과 15 dyne의 진동력이 각각 발생되며 이러한 크기의 힘은 식 (4)에 의해 약 96.8 dB SPL 및 100 dB SPL의 소리 신호를 등골에 전달할 때와 같은 크기의 진동력이다. 그런데 그림 12의 그래프를 살펴보면 트랜스듀서 자극에 의한 등골 바닥의 진동폭은 500 ~ 5 kHz대역에서는 100dB SPL의 소리 입력이 고막에 인가되었을 때보다 조금 더 크고 그 이외의 주파수에서는 더 작아짐을 볼 수 있다. 이는 사체의 진동 특성에 의해 트랜스듀서를 등골에 설치하였을 때 신호전달 특성이 약간 변화되었기 때문이며 전체적인 주파수 특성은 큰

차이가 없음을 알 수 있다. 특히 최대의 진동폭이 1 ~ 3 kHz 대역에 발생하므로 트랜스듀서에 의한 신호의 전달이 고막을 통한 소리의 전달 특성과 유사함을 알 수 있으며 이는 앞 장에서 해석한 트랜스듀서의 발생 진동력의 해석 결과와 거의 일치함을 증명한다. 그러므로 이러한 실험을 통하여 제작된 트랜스듀서가 이식형 인공중이 시스템에 사용되었을 때 충분한 구동력을 발생시켜 소리신호에 해당하는 진동력을 잘 전달시킬 것으로 사료된다.

VIII. 결 론

본 논문에서는 이식형 인공중이 시스템에 사용하기 위한 차동 전자 트랜스듀서의 효율적인 구조를 제안, 해석하여 설계에 필요한 상수를 도출하였다. 유한 요소 해석을 통하여 가장 효율적인 형태의 코일과 자석의 길이비를 계산하였고 등골에 이식될 경우 필요한 트랜스듀서 진동력의 크기와 전류 입력에 대한 발생 진동력을 계산하였다. 그리고 계산된 설계상수를 이용하여 이소골에 직접 이식 가능한 크기인 지름 2 mm, 길이 2 mm의 차동 트랜스듀서를 제작하였으며 무부하 진동실험과 사체 부하 진동실험을 실시하여 제작된 차동 전자 트랜스듀서가 충분한 이소골 구동능력을 가지고 소리신호를 충실히 내이로 전달시킬 수 있었다. 이를 통하여 차동 전자 트랜스듀서는 감음신경성 난청 및 중등고도 이상의 난청자를 위한 이식형 인공중이 시스템에 사용 가능함을 보였다.

감사의 글

본 연구는 보건복지부 선도기술의료공학기술 개발사업 (과제번호 HMP-98-G-3-060)의 지원에 의하여 이루어진 것임.

참 고 문 헌

- [1] W. Ko, W. Zhu, and A. Maniglia, "Engineering principles of mechanical stimulation of the middle ear," *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, no 1, pp.29-41, Feb. 1995.

- [2] W. Affane and T. Birch, "A microminiature electromagnetic middle ear implant hearing device," *Sensor and Actuators*, A46-47, pp.584-587, 1995.
- [3] M. Fredrickson, M. Coticchia, and S. Khosla, "Ongoing investigation into an implantable electromagnetic hearing aid for moderate to severe sensorineural hearing loss," *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, no 1, pp. 107-120, Feb. 1995.
- [4] T. Tsuiki, "補聽器と人工中耳," *Journal of Otolaryngology, Head Neck Surgery*, vol. 11, no. 4, pp. 533-536, Apr. 1995.
- [5] R. Goode, "Implantable hearing aids," *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 11, no. 1, pp. 155-161, Aug. 1978.
- [6] A. Chasin, "Current trends in implantable hearing aids," *Trends in Amplification*, vol. 2, no. 3, pp. 84-107, June 1997.
- [7] Richard L. Goode, "Current status and Critical reflections on implantable hearing aids," *The American Journal of Otology*, vol. 20, pp. 409-415, 1999.
- [8] A. Tjellstrom and C. Luetje, "Acute human trial of the floating mass transducer," *Ear, Nose and Throat Journal*, pp. 204-211, Apr. 1997.
- [9] F. Snik and W. Cremers "The effect of the floating mass transducer in hearing sensitivity," *American Journal of Otolaryngology*, vol. 21, no. 1, pp. 42-48, Mar. 2000.
- [10] S. Hunyadi and W. Werning, "Effect of magnetic resonance imaging on a new electromagnetic implantable middle ear hearing device," *The American Journal of Otology*, vol. 18, no. 3, pp. 328-331, July 1997.
- [11] J. H. Cho, "Implementation of Electromagnetic DFMT Implantable Middle Ear Hearing Device," *Proceedings of the Conference of Japan Society of Medical Electronics & Biological Engineering*, Vol. 39, p. 22, June 2000.
- [12] 송병섭, 박재훈, 윤영호, 배상곤, 채승표, 김명남, 이상훈, 이진일, 조진호, "이식형 인공중이 시스템을 위한 차동 플로팅매스형 전자 트랜스듀서," *대한의용생체공학회지*, 제 20 권 제 5호, pp. 625-632, 1999년 10월.
- [13] B. S. Song, J. H. Park, Y. H. Yoon, M. N. Kim, S. K. Park, S. H. Lee, and J. H. Cho, "Differential floating mass type vibration transducer for MEI System," *Proceedings of the 22th Annual International Conference of the IEEE-EMBS*, vol 4, pp.2575-2578, July 2000.
- [14] M. Pollack, *Amplification for the Hearing-Impaired*, Grune & Stratton Inc., Orlando, 1988.
- [15] L. Kinsler, A. Frey, A. Coppens, and J. Sanders, *Fundamentals of Acoustics*, John Wiley & sons, Inc., NewYork, 1982.
- [16] J. Zwislocki, "Analysis of the middle-ear function. Part I: input impedance," *The Journal of the Acoustical Society of American*, vol. 34, pp. 1514-1523, Sep. 1962.
- [17] Y. Onchi, "Mechanism of the middle ear," *The Journal of the Acoustical Society of American*, vol. 33, pp. 794-805, June 1961.
- [18] D. Cheng, *Field and Wave Electromagnetics*, Addison-Wesley Pub., 2nd ed., New York, 1989.
- [19] T. G. Dietz, G. R. Ball, and B. H. Katz, "Partially Implantable Vibrating Ossicular Prosthesis," *International Conference on Solid-State Sensors and Actuators*, vol. 1, no. 1, pp. 433-436, 1997.

- [20] S. Nishihara, H. Aritomo, and R. L. Goode, "Effect of changes in mass on middle ear function," *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, No. 109, pp. 899-910, 1993.
- [21] R. L. Goode, K. Nakamura, K. Gyo, and H. Aritomo, "Comments on "Acoustic transfer characteristics in human middle ears study by a SQUID magnetometer method" [J. Acoust. Soc. Am. 82.1646-1654 (1987)]," *J. Acoust. Soc. Am.* 86(6), pp. 2446-2449, Dec. 1989]

著 者 紹 介

송 병 섭

1994년 경북대학교 전자공학과 졸업 공학사
 1997년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 공학석사
 2002년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 공학박사
 현 경북대학교 센서기술연구소 연구원
 주관심 분야 : 의용공학, 인공청각시스템, 생체전자, 생체신호처리

노 철 균

1974년 서울대학교 전기공학과 졸업
 1983년 영남대학교 대학원 전기공학과 졸업 공학석사
 1988년 영남대학교 대학원 전기공학과 졸업 공학박사
 1980년 ~ 현재 경일대학교 제어계측공학과 교수
 주관심 분야 : 회로 및 시스템

김 명 남

1988년 경북대학교 전자공학과 졸업
 1990년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 공학석사
 1995년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 공학박사
 1996년 ~ 현재 경북대학교 의과대학 의공학교실 부교수
 주관심 분야 : 의학영상처리, 의용신호처리, 의용전자, 생체모델링

조 진 호

1978년 경북대학교 공업교육학과(전기공학전공) 졸업
 1988년 경북대학교 전자공학과 공학석사, 박사
 1992년 University of Iowa, 교환교수
 1984년 ~ 현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학과 교수
 1984년 ~ 현재 경북대학교 병원 의공학과장(겸무)
 2000년 ~ 현재 경북대학교 의과대학 의공학교실 주임교수
 주관심 분야 : 생체전자, 생체신호처리, 의용 센서시스템