

이식형 인공중이의 전력전달효율 개선을 위한 변조방식 및 진동체 구조 제안

송병섭,* 정영숙,* 윤영호,* 원철호,* 김명남,** 박세광,* 이상훈*** 조진호*

* 경북대학교 전자, 전기공학부

** 경북대학교 병원 의공학과

*** 경북대학교 의과대학 이비인후과학교실

A Proposal of Modulation Method and Vibrator Structure for the Improvement of Power Transfer Efficiency of the Implantable Middle Ear

B.S. Song,* Y.S. Jung,* Y.H. Yoon,* C.H. Won,* M.N. Kim,** S.K. Park,* S.H. Lee*** and J.H. Cho*

* Dept. of Electronic and Electrical Engineering, Kyungpook National University

** Dept. of BME, Kyungpook National University Hospital

*** Dept. of ENT, School of Medicine, Kyungpook National University

ABSTRACT

In this paper, we proposed a implantable middle ear system using FM transmission and receiving method which has higher detection efficiency than that of AM method. And a new shape of vibrating transducer which is more efficiently vibrate than the conventional type is designed. This transducer consist of coil and small T-type cylindrical permanent magnet. We investigated and compared the differences between conventional methods and proposed methods by quantitative analysis. We proved them by experiment.

I. 서론

현재 미국과 일본에서는 각각 2400만명에서 7000만 명 정도의 난청자가 있으며, 정확한 통계는 없으나 국내에서도 백만명 이상의 난청자가 있는 것으로 추정되고 있다. 이들 중 상당수에게 기존의 보청기가 사용되고 있으나 음성의 왜곡과 하울링 등으로 인한 성능상의 한계 때문에 이들 환자들 중 약 20%미만인 일부에게만 제대로 이용되고 있는 실정이다.¹⁾ 미국과 일본 등의 여러 연구자들로부터 기존보청기의 난점을 극복하기 위한 방안이 논의되어 왔는데, 이 중 가장 유력한 방식은 음성신호를 증폭하여 외이도와 고막 및 이소골(ossicular chain)을 거치지 않고 바로 내이입구를 구동하는 이식형 인공중이(implantable middle ear) 방식이다.²⁾ 일본의 Ehime대학의 Yanagihara 및 Gyo 등^{3,4)}은 내이의 난원창(oval window)에 연결되어 있는 등골(stapes)에 세라믹 절정체로 된 바이폴프 끝을 접촉시켜 진동을 시키는 인공중이를 구현하였다. 미국의 Ko, 및 Maniglia 등⁵⁾은 전자코일과 소형의 영구자석을

중이 내에 설치한 비접촉식 이식중이의 진동체를 제안하였으며, 현재 이에 대한 실용화 연구가 진행 중이다. 세라믹 바이폴프 방식의 경우, 다수의 임상실험이 있지만 다이내믹 레인지의 제약이나 난원창에 미치는 지속적인 기계적 압력 및 중등난청자 전용이라는 점 등의 문제점이 있다. 이에 비해 Ko 등이 제안한 전자코일-자석 형태의 비접촉식 진동체는 주파수 특성 및 내구성이 우수할 것으로 기대되고 있다. 국내에서는 박등⁶⁾이 전자코일에 흐르는 전류가 구동력으로 변환되는 상수 Tr을 제안함으로써 트랜스듀서의 정량적 해석을 통한 설계방법을 제시하였다. 그런데 이러한 인공중이 시스템의 체내부분은 전원이 제공되지 않고 체외부에서 공급되는 RF신호를 검파하여 증폭없이 그대로 진동체를 구동하는 형식을 취하기 때문에 중등난청 이상의 대상자에 대해서는 외부의 RF전력이 대단히 커야한다. 이 경우 체외기의 배터리 수명을 단축시키게 되며, 강한 전자파는 인체에도 좋지 않은 영향을 미칠 수 있다. 따라서 체내부의 진동체의 구동 효율을 높일 필요가 있으며 이에 는 코일의 권수를 많게 하는 방법과 잔류자속 밀도가 큰 영구자석을 쓰는 방법 등이 있다. 그러나 코일의 권수를 높이는 방법은 체적이 커지게 되므로 중이 내부의 좁은 공간에 설치할 때 대단히 불리하며, 자석의 세기를 강하게 하는 방법도 NdFeB 등의 매우 양호한 재료를 이미 사용하고 있기 때문에 이제 한계점에 도달한 상태이다. 지금까지 체내부에 설치되는 인공중이용 신호전달 방법은 AM 송, 수신방식이며 수신기는 AM 포락선검파기가 사용되고 있고, 진동체는 자석과 코일의 간단한 조합으로 되어있다. 그러나 AM방식보다는 FM방식이 검파효율이 좋은 것으로 일반적으로 알려져 있다.

본 논문에서는 FM방식의 검파효율이 AM방식의 그것보다 높다는 것을 이용하여 FM송, 수신방식을 이용하는 인공중이 시스템의 송, 수신부를 구성하였으며, 검파회로에서 얻어진 음성신호를 더욱 효과적으로 진동을 일으킬 수 있는 실린더모양의 T형 영구자석과 코일로 구성된 진동 트랜스듀서의 형태를 제안하였다. 제안된 방식에 대한 정량적인 해석을 통하여 기존 방식과의 차이를 비교 검토하였으며, 실험을 통하여 이를 증명하였다.

II. 이식형 인공중이의 구조와 원리

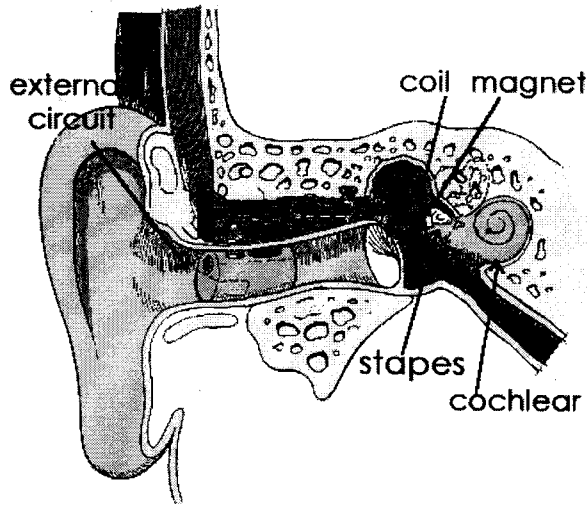


그림 1. 전자 트랜스듀서 방식의 이식형 인공중이 시스템

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

이식형 인공중이의 신호전달 방법은 그림 1과 같이 중이전음기를 대신하여 직접 침골 혹은 등골을 진동시키므로 기존의 보청기에 비하여 과도 응답이 뛰어나지 않을 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 방사된 고주파는 피부와 수신코일을 경유하여 체내부로 전달된다. 체내부는 수신용 코일, 검파회로와 진동 트랜스듀서로 구성되어, 변조파를 검파하여 진동 트랜스듀서를 통해 내이로 음성신호를 전달하는 역할을 한다.

III. 이식형 인공중이를 위한 FM 방식 적용

미국의 Ko등⁵⁾은 체외기에서 체내기로의 신호전달 방식으로 AM방식을 이용하였다. 그러나 AM신호에서 양측대파는 정보를 지니고 있지만, 반송파는 아무런 정보를 지니지 못하므로 반송파의 전력은 손실을 뜻한다. 그러므로 AM방식은 변조시 전력효율이 좋지 못하다. AM변조방식에서 RF신호의 총전력과 신호전력의 비인 변조효율 η 는⁷⁾

$$\eta = \frac{m_a^2}{2 + m_a^2} \times 100\%, \quad m_a: \text{변조도} \quad (1)$$

가 되며 최대 변조인 100% 변조일 경우 변조효율은 33%가 된다. 한편, FM변조파의 경우 신호내에 무수한 측대파가 나타나게 되는데 이중 검파대역폭 안에 존재하는 측대파의 합이 신호전력의 크기가 된다. 변조파가 정현파일 때 FM파는 다음과 같이

쓸 수 있다.

$$V_{FM} = A_c \cos(2\pi f_c t + \beta_f \sin 2\pi f_m t) \quad (2)$$

여기서 β_f 는 변조도이고 f_m 은 변조되는 신호의 주파수이다. 그러므로 FM신호의 전체전력 P_t 는

$$P_t = \frac{A_c^2}{2} \left[J_0^2(\beta_f) + 2 \sum_{n=1}^{\infty} J_n^2(\beta_f) \right] \quad (3)$$

로 나타낼 수 있다. 이때 식 (3)의 우측 항은 FM신호의 측대파를 나타내는 것으로 변조도에 대한 함수이며, 대역폭에 따라 신호전력의 크기가 결정된다. 이것은 대역폭이 커질수록 대역폭의 밖에 존재하는 측대파의 전력성분이 줄어들게 되며 보통 광대역 FM에서는 대역폭 B를 Carson의 법칙에 따라 $2(\Delta f + f_m)$ 로 두며 이때의 변조효율 η 는 99% 이상을 유지하게 된다.⁷⁾ 그러므로 FM신호는 AM신호에 비해 약 3배정도 전력효율이 크다. 그러나 이것은 이상적인 경우이며 실제적으로는 AM신호는 음성신호를 변조시 왜곡을 방지하기 위해 100%보다 낮은 변조를 시키게 되므로 AM신호의 전력효율은 훨씬 떨어지게 된다. 그림 2는 AM변조도의 변화에 따라 변화하는 AM신호와 FM신호의 전력효율의 비를 나타낸 것이다. 여기서 FM신호의 전력효율은 대역폭 B가 $2(\Delta f + f_m)$ 보다 큰 것으로 가정하였다.

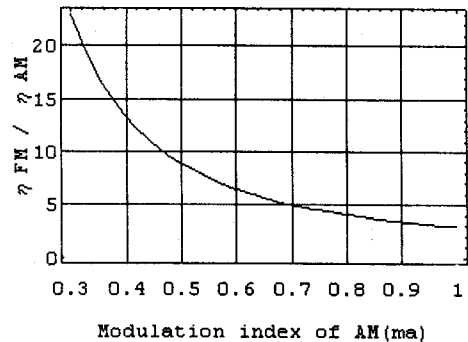


그림 2. 변조도에 대한 AM신호와 FM신호의 전력효율비

Fig. 2. Variation of modulation power efficiency ratio for modulation index of AM.

위의 그래프를 살펴보면 AM의 변조도가 낮을수록 전력효율이 떨어지고 상대적으로 FM방식에 비해 전력의 낭비가 커져서 전력효율의 비가 커짐을 알 수 있다. 실제적인 음성신호에 대한 AM방식의 변조도는 50% 정도이며, 이 경우 약 8배의 전력효율비를 나타낸다. 그러므로 FM방식을 이용하는 것이 전력효율면에서 아주 큰 잇점이 있다고 할 수 있겠다. 결국 FM변조 방식을 이용함으로써 기존의 방식에 비해 같은 크기의 RF신호에 대해서 3배 이상의 전력이득을 기대할 수 있다.

IV. 이식형 인공중이를 위한 FM수신기 설계

그림 3은 Ko등이 이식형 인공중이 시스템을 구현하기 위해 사용한 AM 수신회로이다.

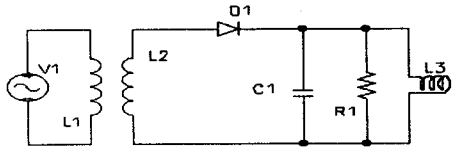


그림 3. AM 송, 수신방식에서의 검파회로
Fig. 3. AM type detection circuit.

인공중이용 수신회로는 피하에 설치되어야 하기 때문에 최소한의 소자로 구성함으로써 체적을 줄일 필요가 있다. 그림 3의 AM검파기는 체적이 작고 간단하다는 측면에서는 큰 장점이 있으나 변조효율이 100% 변조시 33%이하로 낮기 때문에 안테나에 유기된 RF신호의 상당 부분을 잃어버리게 되어 실제로 구동코일에 전달하는 전력은 적게 된다. 그림 4는 FM수신용 검파회로로서 Foster-Seeley의 주파수 판별기이다 진동 트랜스듀서의 구동코일을 연결한 것이다.

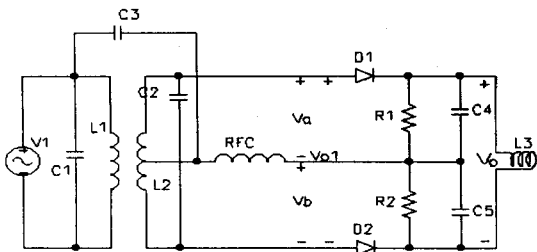


그림 4. FM 송, 수신 방식에서의 검파회로
Fig. 4. FM type detection circuit.

이 회로에서는 수신 코일에 유기된 RF신호가 동조회로에 의해 미분되어 AM신호로 바뀌게 되고 이것을 검파하여 구동코일에 전달하게 된다. 이 회로는 5MHz를 중심으로 양쪽으로 약 120kHz의 선형구간이 존재하는데 이것이 이 회로의 대역폭이다. 변조되는 음성신호의 주파수를 10kHz로 가정하고 변조지수 β_f 를 5로 하면 Δf 가 50kHz이므로, Carson의 법칙에 잘 맞는 수신기로 생각할 수 있고 변조효율도 99%를 가지게 된다. FM 송, 수신 방식은 변조도를 높일수록 대역폭안에 존재하는 최대파 전력크기의 합이 늘어나게 되어 거의 1에 접근하게 된다. 그러나 실제 상업방송에서는 인접방송과의 혼신을 유발하지 않기 위하여 일정 이하의 변조도로 유지시키고 있다. 그러나 이식형 인공중이용에서의 경우 외부로의 방사전력보다 불과 수mm내에 인접되어 설치된 수신코일에 대부분의 전력이 전달되게 설계되므로 변조도를 마음대로 크게 할 수가 있다. 그래서 AM방식에서 문제시 될 수 있는 효율과 음의 왜곡, 주파수 특성을 크게 개선시킬 수가 있다.

V. 효율적으로 진동하는 트랜스듀서의 형태 제안

Ko.등에 의해 사용된 진동체의 형태는 다음의 그림 5와 같다.

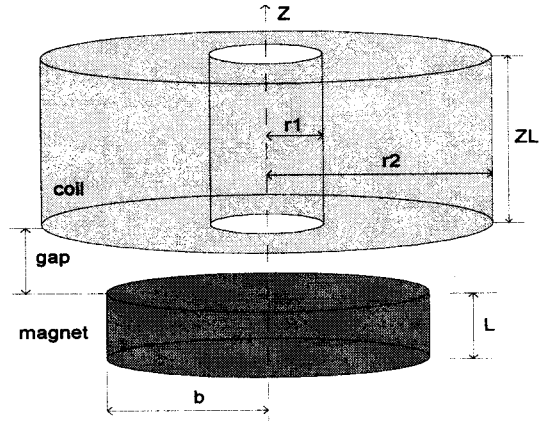


그림 5. 기존의 코일 과 자석의 형태
Fig. 5. The conventional structure of coil-magnet.

위의 그림 5에서 보듯이 코일에서 발생하는 자속과 자석에서 발생하는 자속의 상호작용에 의해서 자석은 Z방향으로 힘을 받게 된다. 이때 발생하는 힘은 코일과 자석의 거리인 갭(gap)의 제곱에 반비례하므로 코일과 자석의 사이의 갭은 힘의 크기에 절대적으로 큰 영향을 미치며 갭이 적을수록 큰 힘을 내어 같은 전류에 대해 큰 구동효율을 낼 수 있다. 그러나 자석이 진동하는 공간을 고려하면 갭을 완전히 없애지는 못하게 된다. 그래서 자석과 코일 사이의 갭을 최대한으로 줄이는 그림 6과 같은 형태의 진동 트랜스듀서 형태를 제안하였다. 그림 6에서 자석은 한쪽 끝이 코일의 중심에 살짝 걸치게 되며 이로 인해 자석의 중간 부분에서는 갭을 없앨 수 있다. 그래서 자석과 코일의 거리를 최대로 줄이게 되었고 그만큼의 구동력의 증가가 있게 된다.

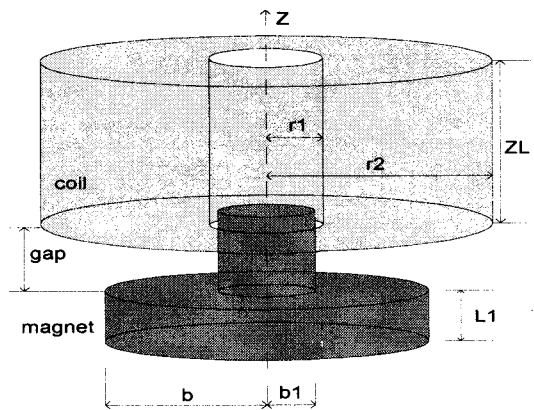


그림 6. 제안한 방식의 코일과 자석의 형태
Fig. 6. The proposed structure of coil-magnet.

그림 7은 코일에서 발생하는 자력선과 기존의 자석형태와의 쇄교하는 모습을 나타낸 것이며, 그림 8는 제안한 방식에서의 모습이다. 여기서는 자석에서 발생시키는 자력선은 고려하지 않았다. 실제로는 코일에서 발생시키는 자속과 자석에서 발생하는 자속의 상호작용으로 힘이 발생되지만 쉬운 이해를 위하여 간단하게 그림으로 나타낸 것이다.

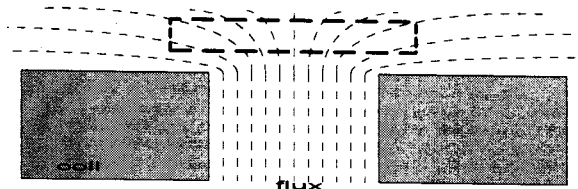


그림 7. 기존의 방식에서 코일에서 발생하는 자력선과 자석의 쇄교 형태

Fig. 7. Flux form of coil and conventional shape of magnet.

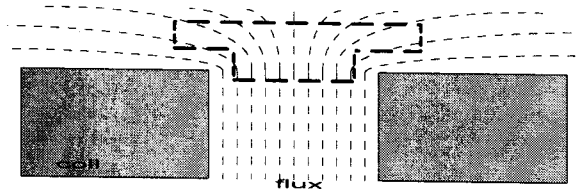


그림 8. 제안한 방식에서 코일에서 발생하는 자력선과 자석의 쇄교 형태

Fig. 8. Flux form of coil and proposed shape of magnet.

그림 7과 8를 살펴보면 제안한 형태의 자석모양에서 요철부위가 코일중심에 살짝 삽입되어 자석과 코일간의 갭이 없어졌으며, 자력선의 밀도가 가장 높은 코일의 중심부에 자석이 위치할 것을 알 수 있다. 그러므로 자속의 쇄교가 많아져서 기존의 형태의 자석보다 더 많은 힘을 발생시킴을 관찰할 수 있다. 자석의 두께를 기존의 것보다 조금 얇게 하는 대신 중심에 요철형태를 만들어 코일의 중심부에 걸치게 하였으므로 두 자석의 직경은 같고, 두께는 $L > L1$ 이지만 두 자석의 무게는 동일하게 하였다. 그러므로 등골에 미치는 무게효과는 동일하지만 힘은 더 커지게 된다. 두 방식에서 발생하는 힘의 차이를 알아보기 위하여 박동⁶⁾이 제안한 Tr 을 계산하여 그림 9와 같이 그래프로 나타내었다.

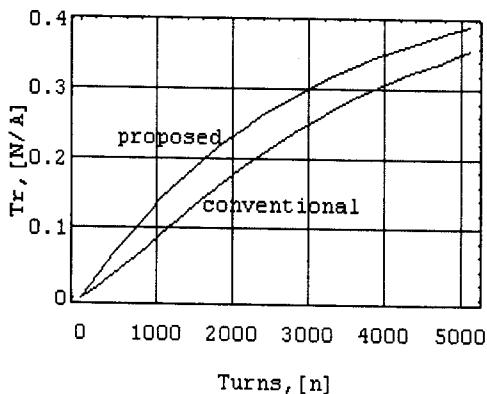


그림 9. 코일의 감은 횟수에 대한 기존형태에서의 Tr 과 제안한 방식에서의 Tr

Fig. 9. Tr of conventional and proposed type for variant turns of coils.

Tr 은 단위 전류로 낼 수 있는 구동력을 나타내는

것으로, 진동 트랜스듀서의 코일에 흘리는 전류와 영구자석이 받는 힘은 비례하게 되는데 이때의 비례상수가 진동 트랜스듀서의 특성상수 Tr 이다. 위 그래프는 두 자석의 힘이 같다고 가정하고 코일의 감은 횟수에 따른 힘의 상수 Tr 을 계산한 것이다. 3000회를 감은 코일에 대해 두가지 방식을 비교해보면 기존의 방식은 약 0.25인데 비해 제안한 방법에 의한 Tr 은 0.3이다. 그러므로 같은 전류를 흘릴 때 약 20%정도의 힘의 증가가 발생한다고 볼 수 있다. 예를 들면 100dB 음압을 내기 위해 필요한 9.6dyne의 힘을 발생시키기 위해서는 기존의 방법으로는 0.42mA가 필요했었는데 제안한 방법에서는 0.32mA의 전류만 구동코일에 공급하면 된다.

VI. 실험 및 결과

위에서 제안한 방법을 확인하기 위하여 다음과 같은 실험을 하였다.

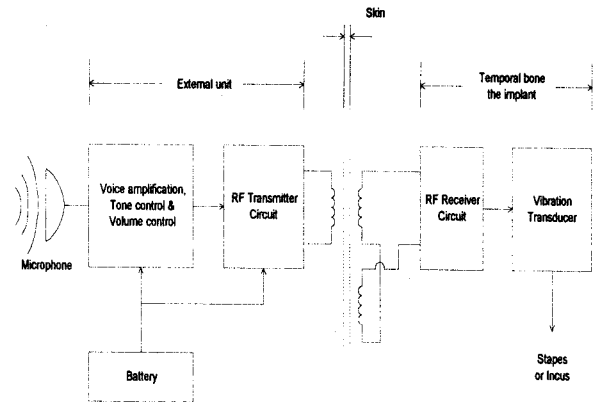


그림 10. 이식형 인공중이 시스템의 블록도

Fig. 10. Block diagram of implantable middle ear system.

그림 10과 같은 모의 인공중이 시스템을 AM 및 FM방식을 이용하여 각각 구현한 후, 폭 2mm, 길이 2cm 및 두께 0.2mm의 금속 스트립에 영구자석을 부착하고 $8cm \times 7cm \times 5cm$ 의 아크릴판에 고정시켜 3000회를 감은 구동코일을 이용해 구동해 보았다. 신호원은 함수 발생기를 이용하였으며 AM회로에서 100%에 근접하는 최대변조가 될 수 있도록 입력을 $13mV_{p-p}$ 로 인가하였고, FM회로에도 같은 크기의 전압을 입력으로 공급하였다. 체외기 및 체내기를 거친 후 검파된 입력신호를 구동코일에 인가시켜 스트립을 진동하게 하였다. 코일과 자석의 갭은 1mm이고 구동코일은 800Ω , 1.8mH였다. 스트립의 진동을 진동측정기(MTI-1000, MTI instruments)를 이용하여 측정하였으며 구동한 결과를 그림 11에 나타내었다. 특정주파수의 높은 변위는 금속스트립의 고유주파수때문이다.

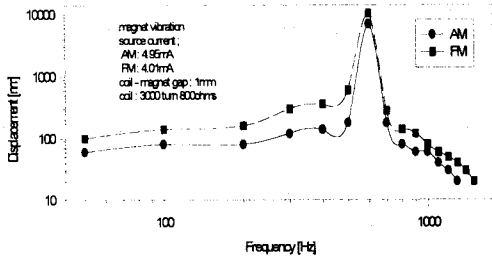


그림 11. AM 및 FM방식으로 구현한 시스템을 이용한 금속스트립의 변위
 Fig. 11. Displacement of strip using AM and FM type system.

위의 실험결과를 보면 AM회로의 송신부에서의 소비전류는 직류 4.95mA인데 비해 FM회로의 송신부에서의 소비전류는 직류 4.01mA이다. 그러나 피부를 경유하여 체내부에 수신되어 검파회로를 거쳐 구동코일에 인가되는 구동전류는 AM방식의 경우 1kHz의 음성신호에 대해 0.4mA_{p-p}가 흘렀고, FM방식의 경우 0.7mA_{p-p}가 되었다. 검파회로 후에 구동코일을 바로 연결시키므로 부하효과가 발생하기 때문에 이론치인 3배까지는 차이가 나지 않았지만 체외기에서는 더 적은 소비전류를 공급하면서도 전송효율이 크므로 더 큰 신호를 구동코일에 공급시킬 수 있는 것이다. 그래서 체외기에서는 소비전력을 줄여서 배터리의 수명을 길게 할 수 있었고 진동트랜스듀서에는 큰 신호를 공급함으로써 효율적인 이식형 인공중이 시스템을 구성할 수 있었다. 이 실험으로 음성주파수대의 입력에 대해 FM을 이용한 회로가 AM을 이용한 회로보다 더욱 큰 전송효율을 나타내어 더 큰 힘을 발생시킴을 확인하였다. 기존의 진동체와 제안한 진동체에 대하여 자석의 형태에 따른 구동효과를 보기 위해 두가지 형태의 자석을 위의 실험에서 사용한 금속 스트립에 각각 부착하고, 함수발생기를 통해 2mA_{p-p}크기를 가지는 교류전류를 같은 3000turns, 800Ω, 1.8mH의 구동코일에 공급한 후, 스트립의 변위를 측정하였다. 코일과 자석의 갭은 1mm였으며 그 결과를 그림 12에 나타내었다.

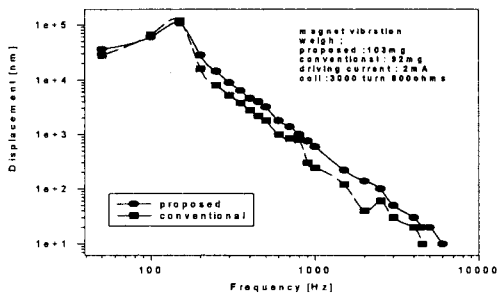


그림 12. 기존방법 및 제안한 방법으로 구동한 코일과 자석에 대한 금속스트립의 변위
 Fig. 12. Strip displacements of coil-magnet for conventional and proposed methods.

위의 실험결과를 살펴보면 모든 주파수영역에서 제안한 방식의 진동체가 같은 전류, 같은 코일에 대하여 진동폭이 더 큰 것을 알 수 있다. 그러므로 제안한 방식의 진동체 구조가 기존의 방식보다 더욱 효율적으로 힘을 발생시켜 같은 조건에서 더 큰 힘을 얻을 수 있음을 알 수 있다.

VII. 결 론

본 논문에서는 인공중이 시스템의 체외기에서 체내기로 손실이 적은 전력전달을 위해 FM 송, 수신 방식을 이용하는 회로를 설계, 구현하였고, 검파된 신호를 더욱 효과적으로 내이에 전달하는 진동체의 형태를 제안하였다. 이론적인 계산 및 실험을 통하여 AM송, 수신방식보다 FM송, 수신방식이 전력전달효율면에서 우수함을 보였으며, 같은 신호크기에 대해 더욱 효과적으로 진동하는 진동체의 형태를 제안하고 실험을 통하여 확인하였다. 전력소비를 감소시키고 구동력을 증대 시켜 주는 위의 실험결과는 앞으로 100dB이상의 고도난청자용 이식형 인공중이 시스템의 구현에 효과적으로 이용될 수 있을 것으로 기대된다.

VIII. 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, 1995.
2. 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, 1995.
3. J. I. Suzuki and K. Kodera, "人工中耳の歴史," Johns. vol. 11, no. 4, 1995.
4. T. Tsuiki, "補聴器と人工中耳," Johns. vol. 11, no. 4, 1995.
5. A. J. Maniglia, W. H. Ko, "Contactless semi-implantable electromagnetic middle ear device for the treatment of sensorineural hearing loss," Otolaryngologic Clinics of North America, vol. 28, 1995.
6. 박형욱 등, "이식형 중이 청각보조기를 위한 진동 트랜스듀서의 설계," 대한 의용생체 공학회지 제 17권 제 4 호. 1996.
7. 陳年鋼, 아날로그와 디지털 통신, 청문각. 1993.
8. K. Cheng, Field and wave electromagnetics, Addison wesley pub. L.T.D.
9. 박송배, 현대 전자회로, 문운당, 1995.
10. 이덕동, 손병기, 전기자기학, 학문사, 1984