고효율 전자기형 정원창 구동 트랜스듀서의 설계

이장우 · 김동욱 · 김명남* · 조진호[†]

Design of electromagnetic type transducer to drive round window with high efficiency

Lee JangWoo, Kim DongWook, Kim MyoungNam*, and Cho JinHo[†]

Abstract

Implantable middle ear hearing devices(IMEHDs) have being actively studied to overcome the problems of conventional hearing aids. Vibration transducer, an output devices of IMEHDs, is attached on the ossicular chain and transmits mechanical vibration to cochlea. This approach allows us to hear more clear sound because mechanical vibration is effective to transfer high frequency acoustics, but occurs some problems such as fatigue accumulation to ossicular chain and reduction of vibration displacement caused by mass loading effect. Recently, many studies for the round window stimulation are announced, because it does not cause such problems. It have been studied by older transducers designed for attaching on ossicular chain. In this paper, we proposed a new electromagnetic transducer which consists of two magnets, three coils and a vibration membrane. The magnet assembly, magnet coupled in opposite direction, were placed in the center of three coils, and the optimum length of each coil generating maximum vibrational force was calculated by finite element analysis(FEA). The transducer was implemented as the calculated length of each coil, and measured vibration displacement. From the results, it is verified the vibration displacement can be improved by optimizing the length of coils.

key Words : hearing aids, middle ear implant, differential floating mass transducer

1. 서 론

최근 마이크로전자기술 및 신호처리기술의 발전에 힘입어 외부에 노출이 되는 일반 보청기를 체내에 이식하는 형태로 만들기 위한 연구가 전 세계적으로 진행되고 있다. 중이 이식형 보청기(implantable middle ear hearing aids)는 공기 전도형 보청기에서 나타나는 외이도 삽입물에 대한 이물감, 음향 되먹임(feedback) 등의 현상이 없고^[1,2], 주파수 특성이 우수한 장점 때문에 이에 대한 연구가 전 세계적으로 진행되고 있다^[3].

중이 이식형 보청기의 출력장치인 진동체는 진동력

을 발생시키는 방법에 따라 압전 효과를 이용한 압전 방식(piezoelectric type)과 코일과 영구자석을 이용한 전자기방식(electromagnetic type)으로 구분할 수 있으며 진동체를 중이강 내에 부착하는 방법에 따라 내벽 고정형^[4]과 플로팅 매스형^[5]으로 나눌 수 있다. 내벽 고정형은 진동체가 중이강 내벽에 고정되고 커플링로드(coupling rod)를 이용하여 모루뼈(malleus) 혹은 등자뼈(stapes)에 접촉시켜 음향자극을 기계적 진동의 형태로 내이에 전달하는 방법이고, 플로팅 매스형은 진동체가 모루뼈 장각에 부착되어 진동을 인가하는 방법이다. 플로팅 매스형의 경우 실린더(cylinder) 형태로 권선된 코일 내부에 자석을 위치시켜 진동체 전체가 구동되는 전자기 방식 등이 많이 연구되고 있으며, 플로팅매스형트랜스듀서(floating mass transducer, FMT)^[6], 차동전자트랜스듀서(differential floating mass transducer, DFMT)^[7], 3-coil^[8]의 개발 사례를 들 수 있다.

그러나 플로팅 매스형의 경우는 이소골(auditory

경북대학교 대학원 전자전기컴퓨터학부(Graduate School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook National University)
*경북대학교 병원 의공학과(Dept. of Biomedical Engineering, Kyungpook National University Hospital)

[†]Corresponding author : jhcho@ee.knu.ac.kr

(Received : September 6, 2010, Revised : October 25, 2010

Accepted : October 25, 2010)

Fig. 1. Schematic of transducer installed on wall of middle cavity.

ossicles)에 장착하게 되면 이소골과 진동체의 접합부에서의 골화가 발생되므로 수술 후 진동체를 이소골의 손상 없이 제거하는 것이 어렵다. 또한 진동체의 크기와 질량 제한에 의한 발생 진동력의 한계, 이소골의 부하 효과에 의한 진동력 감쇠 등의 문제가 우려된다. 내벽 고정형의 경우 진동체를 고정시킨 후 경질성의 커플링 로드를 이소골에 접촉하여 진동을 전달하게 되는데, 이 때 커플링 로드와 이소골의 적당한 접촉력을 유지시키기 위한 수술절차가 매우 까다롭다.

이러한 문제점을 극복하기 위하여 정원창(round window)에 자극을 인가하는 방법에 대한 연구가 활발히 진행되고 있으며, 이소골이나 등자뼈 등을 자극한 경우보다 음향 전달효과가 우수하다고 보고되었다^[9]. 정원창에 직접 진동을 인가할 경우 앞서 언급한 이소골에 관련된 문제가 없고, 내이 입구에 직접 음향을 전달할 수 있으며, 이소골이 유지되기 때문에 차후 이식형 보청기를 제거하더라도 잔여 청력을 보존할 수 있다는 장점이 있다. 정원창에 음향신호를 전달하는 방법으로는 정원창 소와(niche)에 근막(fascia)으로 감싼 FMT(floating mass transducer)를 삽입하는 방법이 주로 사용되고 있다^[10,11]. 그러나 플로팅 매스 형태로 제작된 진동체를 근막으로 감싼 뒤 구동시키는 방법은 진동체에 부하를 가중시켜 진동 효율을 저해한다. 따라서 대체 방법으로 3-coil 형태가 제시되었다. 이 방법은 Fig. 1과 같이 3-coil 진동체를 중이강(middle ear cavity) 내벽에 고정시켜 자석의 진동만 전달 가능하다. 이 경우 중이강의 구조상 그 크기의 제한이 줄어들고 근막에 의한 진동력 감쇄가 없기 때문에 진동력 발생에 유리한 조건을 가질 것으로 예상되므로 정원창 구동을 위한 새로운 내벽고정식 진동체에 대한 연구가 필요하다.

본 논문에서는 같은 극끼리 마주보도록 접합시킨 두 개의 영구자석과 세 개의 코일을 이용하여 정원창 구동용 진동체를 설계 및 제작하였다. 접합된 자석의 반경방향에 대해 최대 자속을 발생시키기 위하여 본드를 이용하여 최대한 밀착된 상태로 접합시켰으며, 자석과의 거리에 따라 다르게 나타나는 자속의 방향을 고려하여 최대의 진동력을 발생하도록 각 코일의 권선방향 및 길이를 조정하였다. 시뮬레이션을 통해 각 위치에서의 자속의 방향을 구하고, 이에 따라 코일의 최적 길이를 결정하였고, 발생하는 진동력을 계산하였다. 또한 제안한 방법대로 진동체를 제작하여 그 타당성을 검증하였다.

2. 기존의 플로팅 매스형 트랜스듀서

2.1. 플로팅 매스형 전자기 트랜스듀서

기존의 이식형 보청기는 대부분 이소골에 부착되는 플로팅 매스형 트랜스듀서를 이용한 것으로 압전형과 전자기형이 있다. 압전형은 트랜스듀서의 바탕소자인 PZT(lead zirconate titanate)나 PMN-PT(lead magnesium niobate-lead titanate)를 구동하기 위해 수십 볼트 이상의 승압이 필요하므로 안정성 등의 이유로 전자기형 트랜스듀서에 대한 연구가 주를 이루었다. 현재까지 연구되어 온 전자기형 트랜스듀서에는 FMT, DFMT, 3-coil 등이 있으며 이들은 모두 영구자석에서 발생하는 자장과 코일에 흐르는 전류의 상호작용에 의한 힘, 즉 로렌츠 힘을 트랜스듀서를 진동시키는 힘의 근원으로 이용한다. 코일과 영구자석으로 구성되는 전자기형 트랜스듀서에서 발생하는 힘의 크기와 방향은 자장과 코일에 흐르는 전류의 외적(cross product)으로 표현되며, 이것은 코일과 자석의 기하학적 구조에 의해 결정된다. FMT는 하나의 자석과 반대방향으로 감긴 두 개의 코일로 구성된다. 양쪽 끝 단면에서 발생하는 자장은 서로 방향이 반대되며 각 끝단의 코일에 흐르는 전류의 방향 또한 반대이므로 발생하는 로렌츠 힘의 벡터 방향은 일정하게 된다. DFMT는 같은 극끼리 접합된 두 개의 자석과 하나의 코일로 구성되며 자석의 접합면에서 발생하는 자장을 코일과 쇠교시켜 같은 방향의 힘을 발생시킨다. DFMT는 FMT와 비교하여 발생하는 힘의 크기는 유사한 수준이지만 트랜스듀서 외부의 자장에 대해 각 자석이 받는 힘의 크기가 같고 방향이 반대이기 때문에 서로 상쇄되어 외부 자장에 의한 간섭에 대해 둔감하다는 장점이 있다. 상기 FMT와 DFMT에서 발생하는 자장과 코일의 전류에 의한 힘을 Fig. 2에 나타내었다.

Fig. 2. Vibration force of FMT and DFMT.

Fig. 3. Arrangement of magnet and coils for 3-coil transducer.

전자기 트랜스듀서의 힘의 근원은 영구자석의 자장과 코일의 전류이므로 영구자석의 자장의 누설이 없이 코일과 최대한 쇠교할 수 있게 기하구조를 설계함으로써 트랜스듀서의 진동력을 향상시킬 수 있다. 3-coil은 언급된 두 가지 트랜스듀서의 장점을 결합한 것으로 영구자석에서 발생한 자장과 코일의 쇠교량을 최대한으로 만들 수 있는 구조를 가지며 이를 Fig. 3에 나타내었다^[6]. 그러나 3-coil 트랜스듀서는 발생 진동력의 크기는 우수하나 구조가 복잡해지고 무게가 무거워져 플로팅 매스형 트랜스듀서가 갖는 부하효과에 부정적 영향을 미치고 실제 이소골에 장착된 경우 이소골의 기계적 피로를 가중시킬 우려가 있다.

3. 정원창 구동 트랜스듀서의 설계

3.1. 정원창 구동 트랜스듀서

정원창에 음향신호를 인가하기 위한 방법으로는 정원창 소와에 근막으로 감싼 FMT를 삽입하는 방법이

주로 사용되고 있다. 그러나 이 방법은, 트랜스듀서를 감싼 근막에 의한 부하효과로 진동력 감쇄가 우려된다.

또 다른 방법으로는 3-coil 트랜스듀서의 한쪽 면을 종이강 내벽에 설치하여 자석의 진동을 이용하는 것이다. 종이강 내벽에 고정형으로 설치된 3-coil 진동체는 크기제한이 줄어 더 높은 진동력을 가지도록 제작이 가능하고 근막에 의한 부하효과와 플로팅 매스형으로 설치될 때 나타나는 코일의 질량 증가에 대한 진동력 감쇄가 없기에 더 효율적이다

3-coil의 트랜스듀서는 그림 3에서와 같이 두개의 자석과 세 개의 코일을 사용하여, 자석에서 발생하는 자속의 방향에 따라 각 코일의 권선방향을 조정하여 세 코일에 의해 발생하는 진동력을 일정한 방향으로 발생 시키도록 하고 있다. 이 트랜스듀서가 최대의 진동력을 발생시키기 위해서는 각기 다른 권선 방향을 가지는 코일이 쇠교할 자속의 방향에 대해 적절한 길이를 가져야한다. 같은 극 끼리의 접합시킨 자석에서 발생하는 자속의 방향은 자석과의 거리에 따라 다르므로, 자석으로부터 임의의 거리만큼 떨어진 코일과 자석에 의해 발생하는 진동력을 최대로 발생시킬 수 있는 적절한 코일의 길이에 대한 연구가 필요하다.

3.2 진동력 향상을 위한 코일 설계

Fig. 4는 두개의 자석을 N극 끼리 접합시켰을 때 자석과 그 주변에 나타나는 자기력선과 자속밀도의 크기와 방향을 유한요소 해석(ANSYS 10, ANSYS Inc., USA)을 이용해 y축에 대한 회전대칭 시뮬레이션을 수행한 결과이다.

코일에 쇠교할 자속 중 x축 방향의 성분만이 자석의 진동방향인 y축 방향의 힘을 발생시킨다. 각 위치에서의 자속 밀도를 살펴보면 자석의 접합면 부근 즉 위치에서는 x 방향 자속밀도가 높게 나타나고 있으며, y 방향으로 갈수록 자속의 방향은 y 방향 성분이 증가하며 부근에 이르러서는 -x 방향 성분의 자속이 증가한

Fig. 4. Magnetic flux density distribution(contour lines and vectors).

Fig. 5. Parameters to calculate vibration force.

다. 반대편도 이와 같다. 굵은 점선으로 표시된 부분은 x축 방향의 자속밀도가 0이 되는 지점으로 각 코일의 접합면이 이를 따라 제작되면 그렇지 아니한 경우보다 더 높은 진동력을 얻을 수 있으나, 형상의 복잡성으로 인해 구현이 어렵다. 그러므로, 가운데 코일은 점선 안쪽 영역에 위치시켜야 하며, 양 끝단 코일은 가운데 코일과 반대 방향으로 감아 점선 바깥 영역에 두어야 한다.

자석과 임의의 거리에 위치한 세 코일로 최대의 진동력을 가지는 코일의 길이를 산출하기 위해 실제 제작된 진동체의 크기를 반영하여 각 코일의 길이에 대해 발생하는 힘을 유한요소해석을 통해 계산하였다. 계산을 위한 자석 및 코일의 배치는 Fig. 5에 나타내었다. 직경 2 mm, 높이 1 mm의 자석 두개가 같은 극끼리 마주보도록 위치하고 있고 코일과 자석의 거리(gap) 각각 250, 150, 100 μm 떨어져 있을 때, 센터 코일의 길이(l_c)의 변화에 따른 발생 진동력을 계산하였다. 코일의 총 길이는 3 mm이며, 양쪽 사이드 코일의 길이(l_s)는 전체 코일길이에서 센터 코일의 길이를 뺀 나머지의 절반이다.

계산된 결과는 Fig. 6 및 Table 1에 나타내었다. Fig. 6는 코일과 자석의 각 거리에 대해 센터코일의 길이가 증가할 때 나타나는 힘이며, Table 1은 각각의 경우 발생한 최대 힘의 값과 그에 해당하는 코일의 길이이다. 센터 코일의 길이가 증가할수록 그리고 코일과 자석의 거리가 짧아질수록 진동력이 증가한다. 그러나, 일정길이를 넘어서는 센터 코일의 양 끝단에서는 코일의 가운데와 반대 방향의 자속이 쇄교하므로 발생 힘의 방향 역시 반대가 되어 전체 진동력의 감쇄효과를 가져온다.

자석과 코일의 거리가 가까워질수록 최대 진동력을 발생시키기 위한 센터 코일의 길이가 짧아지는 현상을 알 수 있었다.

Fig. 6. Vibration force by length of center coil.

Table 1. Maximum vibration force and coil length ratio

Gap [μm]	Coil length($l_s : l_c : l_s$)	Force [mN]
250	0.7 : 1.6 : 0.7	0.921
150	0.8 : 1.4 : 0.8	1.120
100	0.81 : 1.38 : 0.81	1.223

4. 실험 및 결과

4.1. 정원창 구동 트랜스듀서 제작 및 실험 셋업

산출된 결과를 검증하기 위하여 정원창 구동 트랜스듀서의 원형(prototype)을 제작하여 진동변위를 측정하였다. 표면 자속밀도 237 mT의 사마륨-코발트 자석을 이용하였으며, 자석과 코일간의 간격 250 μm 에 대하여 산출된 결과에 의한 코일길이를 가지는 것($l_s : l_c : l_s = 0.7 : 1.6 : 0.7$)과 각 코일의 길이가 모두 1 mm인 두 경우에 대해 트랜스듀서를 제작하였다. Fig. 7에 실험을

Fig. 7. Dimension for prototype of transducer to drive round window.

Fig. 8. Dimension for prototype of transducer to drive round window.

Fig. 9. Measurement system for transducer's vibration.

위해 제작한 트랜스듀서의 치수를 표시하였으며, Fig. 8은 구현된 사진이다.

랜스듀서의 진동변위를 측정하기 위하여 Fig. 9에서와 같이 함수발생기(tektronics inc., AGF320)를 이용해 200 Hz에서부터 30 kHz까지 200 Hz 간격으로, 트랜스듀서 코일에 흐르는 전류가 1 mA_{rms}가 되도록 전압을 인가하였다. 레이저 doppler 진동측정기(polytec, OFV-551)를 이용해 측정된 진동변위를 데이터 수집 보드(NI Co., PCI6251)을 이용해 기록하였다.

4.2. 결과 및 고찰

원형관 내부에 원점을 중심으로 일정 범위내에 균등한 힘이 가해질 때 나타나는 미소변위는 가해진 힘에 1차 비례하기 때문에, 측정된 진동변위는 진동력의 증가를 잘 반영한다^[12].

Fig. 10은 측정된 두개의 트랜스듀서의 진동변위를 보여주고 있다. 진동막의 크기가 같기 때문에 공진점에는 변화가 없었고, 진동변위의 변화만 관찰되었다. 산출된 결과대로 제작한 트랜스듀서(case 2)가 길이가 같은 세 개의 코일로 제작한 트랜스듀서의 경우(case 1)보다 전반적으로 진동변위가 높게 나타났다. 두 경우를

Fig. 10. Measurement of displacement prototype of transducer to drive round window.

측정된 각 주파수에 대해 진동변위를 단순 비교했을 때 case 2가 case 1에 비해 약 11.5 % 높았으며, 시뮬레이션에 의한 결과인 13.1 %와 크게 다르지 않다.

5. 결 론

본 논문에서는 고효율의 전자기형 정원창 구동용 트랜스듀서를 설계 및 제작하였다. 두개의 자석과 세 개의 코일로 구성되어 있으며, 종이강 내벽 장착형으로 기존 플로팅 매스형 트랜스듀서가 갖는 자체 질량증가에 의한 부하의 부담이 없다. 트랜스듀서에 사용된 각 코일의 권선방향과 길이는 시뮬레이션 결과를 바탕으로 자속과 코일에 의해 발생하는 힘의 방향을 일정하게 하여 최대의 진동력을 가지도록 설계하였다. 제안한 방법에 따라 산출된 결과를 바탕으로 트랜스듀서를 제작하였고, 이때 진동변위가 측정됨을 확인함으로써 제안한 방법이 타당함을 검증하였다.

감사의 글

본 연구는 보건복지부가주부 보건의료기술진흥 사업의 지원(과제고유번호: A092106)과 2010년 교육과학기술부의 지원을 받아 수행된 연구임(지역거점연구단육성사업/노화극복웰빙을 위한 융합의료기술개발사업단).

참고 문헌

- [1] J. Suzuki, H. Shono, K. Koga, and T. Akiyama, "Early studies and the history of development of the middle ear implant in Japan", *Advances in Audiol-*

- ogy, vol. 4, pp. 1-14, 1988.
- [2] R. Goode, M. Rosenbaum, and A. Maniglia, "The history and development of the implantable hearing aid", *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, no. 1, pp. 1-16, 1995.
- [3] R. Goode, "Current status and future of implantable electromagnetic hearing aids", *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, no. 1, pp. 141-145, 1995.
- [4] R. Häusler, C. Stieger, H. Bernhard, and M. Kompf, "A novel implantable hearing system with direct acoustic cochlear stimulation", *Audiology & Neurotology*, vol. 13, no. 4, pp. 247-256, 2008.
- [5] E. P. Hing, I. Y. Park, K. W. Seong, and J. H. Cho, "Evaluation of an implantable piezoelectric floating mass transducer for sensorineural hearing loss", *J. Mechatronics*, vol. 19, issue 6, pp. 965-971, 2009.
- [6] A. J. Needham, D. Jiang, A. Bibas, G. Jeronimidis, and A. Fitzgerald O'Connor, "The effects of mass loading the ossicles with a floating mass transducer on middle ear transfer function", *Otology & Neurotology*, vol. 26, no. 2, pp. 218-224, 2005.
- [7] 송병섭, 노철균, 김명남, 조진호, "이식형 인공중이 시스템을 위한 고효율 차동전자 트랜스듀서의 설계", *센서학회지*, 제11권, 제3호, pp. 47-58, 2002.
- [8] K. W. Seong, M. W. Kim, J. H. Lee, M. N. Kim, and J. H. Cho, "Design of new vibration transducer for implantable middle ear hearing device", *IEEE Transactions on Electrical and Electronic Engineering*, vol. 5, issue 5, pp. 608-610, 2010.
- [9] 성기웅, 김민우, 이규엽, 박일용, 조진호, "PZT 적층 압전체를 이용한 Guinea pig 정원창 자극 및 이에 따른 청성뇌간유발반응의 측정", *한국센서학회 종합학술대회 논문집*, pp. 340-343, 광주, 한국, 2007.
- [10] J. Kiefer, W. Arnold, and R. Staudenmaier, "Round window stimulation with an implantable hearing aid (soundbridge) combined with autogenous reconstruction of the auricle - a new approach", *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, vol. 68, no. 6, pp. 378-385, 2006.
- [11] H. Nakajima, W. dong, E. Olson, J. Rosowski, M. Ravicz, and S. Merchant, "Evaluation of round window stimulation using the floating mass transducer by intracochlear sound pressure measurements in human temporal bones cavity", *Otology & Neurotology*, vol. 31, no. 3, pp. 506-511, 2009.
- [12] W. Pilkey, *Formulas for stress, strain, and structural matrices*, John Wiley & Sons Inc., Hoboken, Chemical Analysis, John Wiley & Sons, New York, pp. 955-1096, 1994.

이 장 우

- 2005년 2월 경북대학교 전자전기공학부 졸업(공학사)
- 2007년 2월 경북대학교 대학원 전자전기공학부 졸업(공학석사)
- 2007년 3월~현재 경북대학교 대학원 전자전기컴퓨터학부 박사과정
- 주관심분야: 완전이식형 청각장치, 무선 전력전송, 유한요소해석

김 동 욱

- 2007년 2월 인제대학교 전자공학과 졸업(공학사)
- 2009년 2월 경북대학교 대학원 전자전기컴퓨터학부 졸업(공학석사)
- 2010년 3월~현재 : 경북대학교 대학원 전자전기컴퓨터학부 박사과정
- 주관심분야: 완전이식형 청각장치, 음성 신호처리

김 명 남

- 1988년 2월 경북대학교(공학사)
- 1990년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 1995년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
- 1996년~현재 경북대학교 의대 의공학과 교수
- 2008년~현재 경북대학교 병원 의공학과장
- 주관심분야: 생체신호처리시스템, 의학영상처리

조 진 호

- 1988년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)
- 1984년~현재 경북대학교 전자공학과 교수(현재 IT대학 전자공학부)
- 1984년~2008년 경북대학교 병원 의공학과장(겸무)
- 2000년~현재 경북대학교 의과대학 의공학교실 주임교수
- 2002년 12월~현재 보건복지부지정 첨단감각기능회복장치연구소 연구소장
- 2010년 3월~현재 경북대학교 IT대학 학장
- 주관심분야: 생체전자, 생체신호처리, 의용 센서시스템, 완전이식형 인공종이, 초소형 텔레메트리 시스템 등