

이식형 보청기에 의한 자기공명 영상의 인공음영 축소를 위한 외부 코일 시스템 설계

안형준[†], 임형규^{**}, 김명남^{***}, 조진호^{****}

Design of External Coil System for Reducing Artifact of MR Image due to Implantable Hearing Aid

Hyoung Jun Ahn[†], Hyung-Gyu Lim^{**}, Myoung Nam Kim^{***}, Jin-Ho Cho^{****}

ABSTRACT

Recently, several implantable hearing aids such as cochlear implant, middle ear implant, etc., which have a module receiving power and signal from outside the body, are frequently used to treat the hearing impaired patients. Most of implantable hearing aids are adopted permanent magnet pairs to couple between internal and external devices for the enhancement of power transmission. Generally, the internal device which containing the magnet in the center of receiving coil is implanted under the skin of human temporal bone. In case of MRI scanning of a patient with the implantable hearing aid, however, homogeneous magnetic fields of the MRI might be interfered by the implanted magnet. For the above reasons, the MR image is degraded by large area of artifact, so that diagnostics are almost impossible in deteriorated region. In this paper, we proposed an external coil system that can reduce the artifact of MR image due to the internal coupling magnet. By finite element analysis estimating area of MR artifact according to varying current and shape of the external coil, optimal coil parameters were extracted. Finally, the effectiveness of the proposed external coil system was verified by confirming the artifact at real MRI scan.

Key words: Implantable Hearing Aid, MRI, Gradient Magnetic Field, Image Artifact

1. 서 론

오늘날 초정밀 가공, 신소재 개발, 고집적 회로 기술 등과 같은 첨단 기술이 발달하고, 이것이 의료에

접목되면서 다양한 의료기기가 개발되고 있다. 그 중에서도 이식형 의료기기 (implantable medical device)는 수술이나 약물로 치료가 불가능한 환자의 신체 일부분을 대신할 수 있는 장점이 있기 때문에 최

※ Corresponding Author : Jin-Ho Cho, Address: (41566) Daehak-ro 80, Buk-gu, Daegu, Korea, TEL : +82-53-950-5538, FAX : +82-53-427-5539, E-mail : jhcho@ee.knu.ac.kr

Receipt date : Jan. 18, 2016, Revision date : Jan. 23, 2016
Approval date : Jan. 28, 2016

[†] Advanced Automotive Convergence Parts IT Research Center, Future Technology R&D Division, Gyeongbuk Institute of IT Convergence Industry Technology (E-mail : hjahn@gitc.or.kr)

^{**} School of Electronics Eng., College of IT Eng., Kyung-pook National University (E-mail : baksan@ee.knu.ac.kr)

^{***} Dept. of Biomedical Eng., School of Medicine, Kyung-pook National University (E-mail : kimmn@knu.ac.kr)

^{****} School of Electronics Eng., College of IT Eng., Kyung-pook National University (E-mail : jhcho@ee.knu.ac.kr)

※ This research was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Korea government (MSIP) (No. 2013R1A2A1A09015677 & No. 2015R1A2A2A03006113) and this work was supported by the National Research Foundation of Korea (NRF) grants funded by the Korea government (No. 2013R1A1A2004991).

첨단 의료기기로서 많은 주목을 받고 있다[1,2]. 이와 더불어, 이과학 (otology) 분야에서도 이식형 보청기 (implantable hearing aid)는 음향 피드백(acoustic feedback)을 현저히 감소시킬 수 있을 뿐만 아니라 자신의 난청 상태를 은닉할 수 있기 때문에 다양한 형태로 개발되고 있으며[3], 청각 경로 (auditory pathway) 상에 적용되는 위치에 따라 이식형 보청기는 인공중이 (middle ear implant), 인공와우 (cochlear implant), 이식형 골전도 보청기 (implantable bone conduction hearing aid) 등으로 나눌 수 있다 [4-6].

이식형 보청기를 포함한 이식형 의료기기들은 체내에 기기의 일부 또는 전체가 이식되는 특성 때문에, 체외로부터 전력을 공급받아야 할 뿐만 아니라 이식부의 제어를 위한 통신 방식도 필요하다. 때문에 체외부 장치를 이용하여 체외부 장치와 체내 이식부 장치가 결합된 상태로 작동시키거나[7], 체내 이식부 장치에 2차 전지를 내장하여 충전시킨 후 리모콘을 이용하여 구동시킨다[8]. 그리고 체외기와 체내기의 결합을 위하여 코일 간의 전자기 결합(electromagnetic coupling)을 이용하는 것이 보편화 되어 있으며 [9,10], 이식형 보청기도 이와 같은 방식을 기반으로 하고 있다. 이 때, 체외에 있는 송신 코일 (primary coil)과 수신 코일 (secondary coil)이 동일한 중심축에 있으면서 서로 평행하게 위치해야 성능을 극대화시킬 수 있으며, 이것이 용이하도록 각 코일의 중앙에 영구 자석 (permanent magnet)을 배치하고 있다. 또한, 이식형 의료기기의 안전성을 증대시키기 위해 생체적합성 (bio-compatible) 금속과 폴리머 등을 이용하여 기밀 패키징 한 다음, 측두부 (temporal bone)에 이식하는 것이 일반적이다[11].

한편, 의료기관에서는 환자의 병변을 정확하게 진단하기 위하여 자기공명영상장치 (magnetic resonance imaging, MRI)를 많이 활용하고 있다. 그렇지만 MRI의 동작 원리에 따르면 자석이나 금속은 자기공명 영상을 왜곡시키기 때문에, 영구 자석이 포함되어 있는 이식형 보청기를 이식한 상태로 MRI 촬영을 할 경우 정확한 진단 영상을 획득할 수가 없다[12]. 뿐만 아니라 영구 자석과 MRI 고자장과의 상호작용에 의하여 진통, 발열 등의 의도하지 않은 위험이 발생할 수 있다[13]. 그러므로 이식형 보청기를 착용한 환자들은 측두부 피부를 절개하여 체내 이식부로부터

영구 자석만 제거한 다음 MRI 영상 촬영을 하도록 권장하고 있으며[14], 촬영 이후에는 영구 자석을 다시 삽입하고 측두부 피부를 봉합하기 때문에 환자들에게 침습적이고 많은 불편을 야기한다. 그럼에도 불구하고 현재까지의 관련 연구는 이식형 보청기의 영구 자석을 그대로 유지한 채, 영구 자석이 이식된 상태에서의 MRI 안전성 분석에만 국한되어 있는 실정이다[15,16].

본 논문에서는 이식형 보청기에 포함된 영구 자석을 제거하지 않은 상태로 MRI 영상의 왜곡 및 인공음영 (artifact)을 축소시키기 위하여 MRI 영상 촬영용 외부 코일 시스템을 제안하였다. 제안한 시스템은 MRI 보어 (bore) 내의 균일한 경사자장 (gradient magnetic field)을 변형시키는 영구 자석의 영향을 외부 코일에 전류를 흘려줌으로써 감소시켜주며, 최종적으로 자기공명 영상에서의 인공음영을 경감할 수 있는 형태로 동작한다. 이를 위해, 균일한 자장의 MRI 환경을 가상 모델로 구성한 유한요소해석 (finite element analysis)을 통해 자기공명 영상의 인공음영 축소 효과를 예측하고 실제 MRI 촬영을 통해 제안한 시스템의 성능을 검증함으로써, 제안한 시스템이 이식형 보청기 환자들의 MRI 촬영 시 영구 자석이 이식된 상태일지라도 인공음영의 크기를 효과적으로 축소시킬 수 있음을 확인하였다.

2. MRI 내 이식형 보청기의 문제점

앞서 언급한 이식형 보청기는 인체에 부분 또는 전체를 인체에 이식하는 장치로서 인공와우와 인공중이가 가장 대표적인 장치라 할 수 있다. Fig. 1은

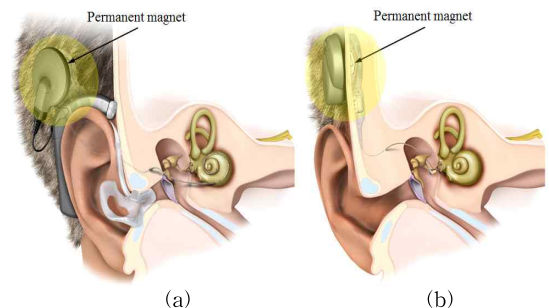


Fig. 1. Typical implantable hearing aids; (a) cochlear implant (M Co., Austria) and (b) middle ear implant (M Co., Austria).

현재까지 가장 많이 시술된 M 사의 인공와우와 인공 중이를 나타낸 것으로[17], 두 장치 모두 이식된 장치 구동에 필요한 전력과 신호를 무선으로 공급하기 위해 체내외부 각각에 위치한 코일 간의 결합을 이용한다. 이 때, 신호 및 전력 전달 효율을 극대화하기 위해 각 코일의 중앙에 영구 자석을 위치시킴으로써 두 코일이 동일한 축 상에 서로 평행하게 위치하도록 해준다. 이것 이외에도 다수의 이식형 보청기들은 Fig. 2처럼 영구 자석을 포함하고 있으며[18-21], 여기에 사용되는 영구 자석은 측두골 피부 조직의 두께와 장치의 무게 등을 고려하여 피부의 유동에도 체외부 시스템을 고정시킬 수 있도록 강한 잔류 자속 밀도 (residual magnetic flux)의 자석을 사용하고 있다 [22].

한편, 1896년 Roentgen에 의한 X-ray 발견 이후 영상의학 분야에서 가장 혁신적인 발전이라 할 수 있는 MRI는 인체에 유해한 전리방사선을 사용하지 않고 자장 (magnetic field)과 비전리 방사선인 라디오파 (radio wave)를 이용한다[23]. 따라서 인체에 무해하고 조직 간의 대조도가 우수한 MRI는 병변의 진단에 대한 활용이 급격히 증가하고 있다. 하지만 MRI는 자기장을 이용하는 장치이므로 이식형 보청기 내의 영구 자석은 MRI의 동작에 영향을 주며, 이와 관련하여 아래와 같은 문제점들이 발생할 수 있다.



Fig. 2. Examples of implantable hearing aid including a permanent magnet (clockwise from left top); Nucleus (C Co., Australia), Vibrant Soundbridge (M Co, Austria), Bone-bridge (M Co., Austria), ACROSS (Kyungpook Natinal University, Korea).

Fig. 3은 C 사의 인공와우인 Nucleus의 유무에 따른 MRI 스캔 영상이다[24]. 인공와우가 이식되지 않은 좌측의 MRI 영상은 어떠한 왜곡도 보이지 않는 반면에, 인공와우가 이식된 우측의 MRI 영상은 인공 음영의 발생으로 뇌 영상의 절반 이상이 왜곡되었다. 따라서 일반적으로 이식환자의 MRI 촬영 시 영구 자석을 제거한 후 촬영하도록 권장되고 있다.

또한, 영구 자석이 사용된 이식형 보청기 환자의 MRI 촬영 시 MRI 내 강력한 자장에 의해 체내에 이식된 영구 자석의 회전력으로 환자가 고통을 느낄 수 있으며, 심각한 경우 이식된 영구 자석의 돌출 및 조직의 손상을 초래할 수 있다. 최근 C 사와 M 사의 인공와우는 체내 영구 자석을 제거하지 않은 상태에서는 1.5 T 이하의 MRI 검사가 가능하고, 자석을 제거한 상태에서는 3 T이상의 MRI 검사가 적합하다는 FDA 승인을 받았다[25]. 따라서 현재 인공와우 이식환자들의 1.5 T의 MRI 검진 시 이식 부위에 압

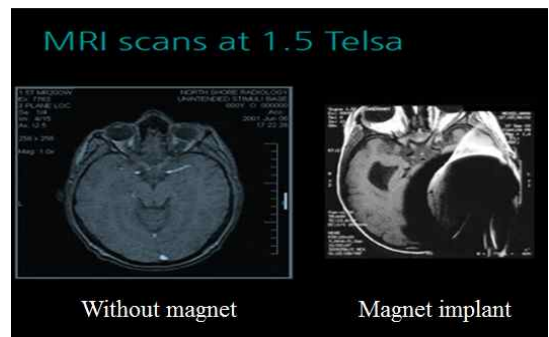


Fig. 3. Effect of MR image due to the permanent magnet (Nucleus 5, Cochlear™).

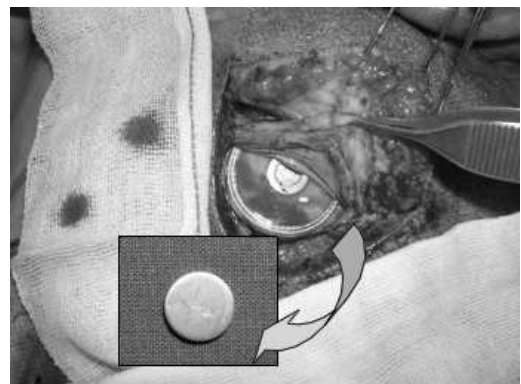


Fig. 4. Surgical removal of the permanent magnet for MRI scan.

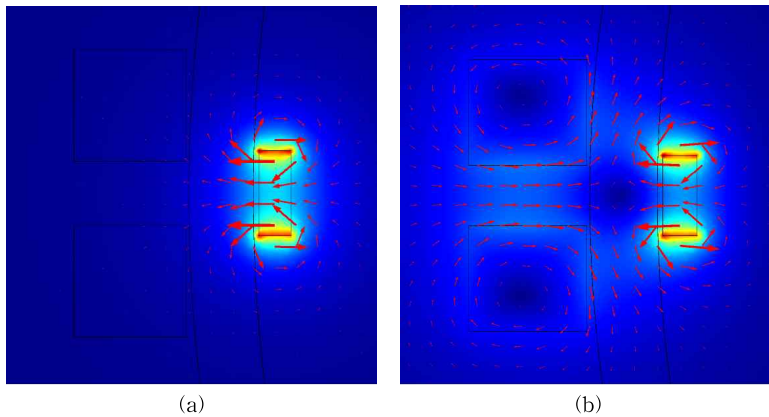


Fig. 5. Distribution of magnetic flux density due to the proposed external coil system: (a) zero current coil and (b) current driving coil.

박 봉대를 감고 촬영하거나, Fig. 4와 같이 수술을 통해 체내 영구 자석을 제거한 후 촬영을 한다[26]. 그렇지만 수술은 환자에게 매우 침습적이기 때문에 환자의 고통과 불편이 증가하는 단점이 있다.

비록 이식형 보청기의 영구 자석을 제거하지 않은 상태로 1.5 T의 MRI 촬영이 가능하다 할지라도, 영구 자석에 기인한 자기공명 영상의 인공음영은 원천적으로 해결될 수 없으며 수술로 인한 영구 자석의 제거는 인체 부담을 가중시키는 단점이 있다. 위의 단점들을 해소하기 위하여 한 등[27]은 이식형 보청기 내의 자성체를 유지하는 동시에 자기공명 영상의 인공음영을 줄이기 위한 새로운 구조의 영구 자석 고정체를 제안한 바 있다. 그러나 이 구조는 송수신 코일 간의 결합력 기존보다 약하여 이식환자의 움직임으로 인해 결합 상태가 분리되기 쉬울 뿐만 아니라, 제안한 방법을 적용하기 위해서는 기존 장치의 영구 자석들을 모두 교체해야하는 불편함이 있다. 따라서 기 개발된 이식형 보청기의 영구 자석을 유지하는 동시에, 이식형 보청기의 영구 자석 제거 수술 없이 MRI의 인공음영 영역을 축소시키기 위한 외부 코일 시스템을 제안하였다.

3. 제안한 외부 코일 시스템

3.1 동작 원리

Fig. 5(a)와 같이 MRI 내에 영구 자석이 있는 경우, 영구 자석 주변의 자기장이 균질성 범위(homogeneity range)를 벗어나기 때문에 자기공명 영상의

인공음영이 발생한다. 이를 해결하기 위해 제안한 외부 코일 시스템은 Fig. 5(b)와 같이 체내에 이식되어 있는 영구 자석과 평행하게 원형의 체외 코일을 배치하고 영구 자석의 자속 방향과 반대 방향으로 외부 코일의 자속이 발생되도록 전류를 인가함으로써 MRI 내 자기장 분포를 변화시킨다. 따라서 코일 형태와 전류 크기를 제어함으로써 체내의 영구 자석이 MRI에 미치는 영향(인공음영)을 조절 수 있다. Fig. 6은 제안한 외부 코일 시스템의 동작 원리를 나타낸 것이다. Fig. 6(a)와 같이 영구 자석만 피하에 이식된 상태에서 MRI를 촬영할 경우 넓은 영역에서 자기공명 영상의 인공음영이 발생하는 반면, 외부 코일을 고정된 뒤 전류를 흘려 영구 자석과 역방향의 자장을 발생시켜 주면, 비록 특정 부분에 더 강한 자장이 분

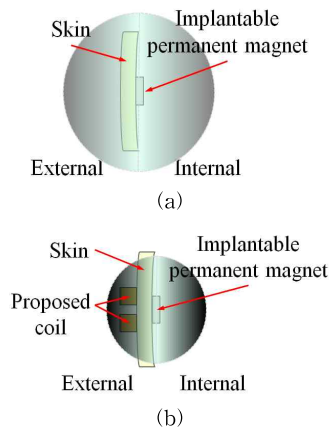


Fig. 6. Principle of the proposed external coil system: (a) before and (b) after the operation.

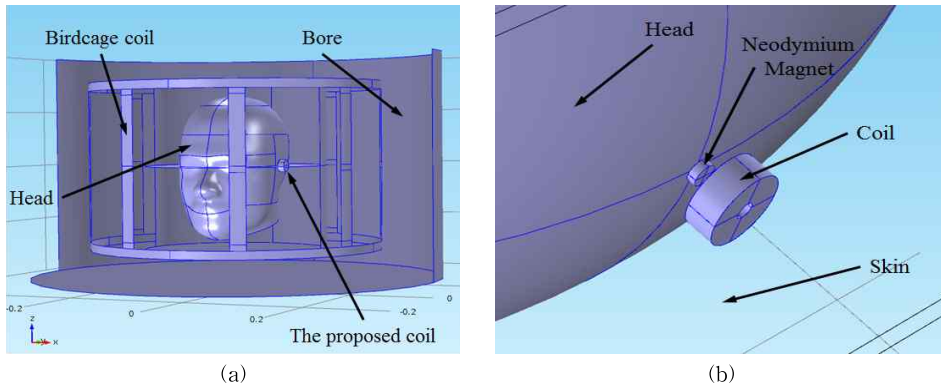


Fig. 7. Finite element model for simulation of MRI artifact; (a) total region and (b) surroundings of permanent magnet.

Table 1. Material properties of simulation model

NdFeB magnet	Diameter	Height	Coercive force			Residual magnetic flux density	
	9 mm	2 mm	12500 Oe			13200 G	
External solenoid coil	Diameter	Height	Wire diameter	Winding	Dielectric constant	Relative permeability	Electric conductivity
	Variable		0.7 mm	225	0.99	0.99	5.99×10^7 mho/m

포할지라도 Fig. 6(b)처럼 자기공명 영상의 인공음영 영역을 축소시킬 수 있다.

3.2 시뮬레이션 환경

이식형 보청기에 사용되는 영구 자석에 의해 발생하는 자기공명 영상의 인공음영 크기와 제안한 외부 코일 시스템에 의한 인공음영의 변화를 확인하기 위해, Fig. 7과 같은 시뮬레이션 환경을 범용 유한요소 해석 프로그램인 COMSOL Multiphysics 5.0을 이용하여 구현하였다. 그리고 유한요소모델에 사용한 머리는 한국인 인체치수조사 (Korea Human Scale, Korea)에 기재된 한국인 성인남성의 크기 (가로 17 cm, 세로 23 cm, 높이 18 cm)와 피부 두께 (6.1 mm)로 구성하였으며[28], 영구 자석과 외부 코일 시스템이 부착된 부분을 확대하여 보면 Fig. 7(b)와 같다. 그리고 원통형의 네오디뮴 (neodymium, NdFeB) 자석과 구리 재질의 원통형 솔레노이드 (solenoid)를 이용하였으며, 여기서 영구 자석은 한 등이 제안한 것과 동일하게 사용했다. 시뮬레이션의 계산을 간단히 하기 위해 코일 두께는 0.7 mm, 권선수는 225턴으로 제한하였으며, 사용한 각 재료의 물질 특성은 Table 1에 표시하였다.

구현된 유한요소모델은 실제 MRI 보어를 가정하

여 1.5 T의 균일한 자장을 형성하였으며, MRI의 균질성 범위는 5 ppm 미만이므로[29], 본 시뮬레이션에서는 3.3 ppm으로 설정하였다. 따라서 자기공명 영상에 인공음영을 발생시키는 자속 밀도 (magnetic flux density)의 역치 (threshold)는 0.005 mT로 결정된다. Fig. 8은 제안한 외부 코일의 단면이 한 변이 10.5 mm인 정사각형이 되도록 설계한 것이며, 이와 같이 영구 자석이 MRI에 노출되어 있을 경우 MRI 내에서의 균일한 자장이 잘 유지되는 것처럼 보이지만 실제로 영구 자석 주변의 자속이 미세하게 흐트러

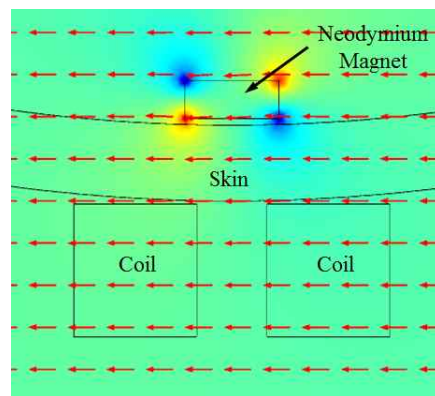


Fig. 8. Uniform magnetic field based on shim coil of MRI.

지는 것을 볼 수 있다. 이와 같이 영구 자석 주변의 자속 밀도가 위의 역치를 벗어날 경우 인공음영이 발생하는 것으로 가정할 수 있다. 따라서 시뮬레이션 상에서 체외 코일의 인가되는 전류량과 코일의 형태를 변경하면서, 계산된 자속 밀도가 상기 균질성을 벗어나는 범위를 확인하고, 인공음영이 발생하는 영역이 최소가 되는 지점에서의 코일 변수값을 도출함으로써 제안한 외부 코일 시스템의 설계를 할 수 있다.

3.3 시뮬레이션 결과 및 외부 코일의 설계

제안한 외부 코일 시스템의 설계를 위해 외부 코일의 단면적을 정사각형 (10.5 mm × 10.5 mm)이 되도록 하고 권선수를 225로 결정한 다음, 전류의 크기에 따른 인공음영의 변화를 예측하는 시뮬레이션을 수행하였다. 여기서 인공음영의 크기는 머리 외부의 균일한 자장 환경에 5 mm 간격으로 측정 지점 (test point)을 설정하여 각 지점의 값을 모두 읽음으로써 균질성 범위를 벗어나는 영역까지의 데이터를 추출하고 그림에 나타내었다.

이와 같은 방법을 이용하여 우선 영구 자석에 의해서 발생하는 인공음영의 영역을 계산하였다. 이를 위해 코일에 흐르는 전류를 0으로 둔 상태로 계산을 수행했으며 그 결과는 Fig. 9(a)와 같다. 이 때, 시뮬레이션을 통해 얻은 인공음영의 크기는 장반경 214 mm, 단반경 118 mm으로 한 등에 의해 MRI에서 직접 측정된 결과인 장반경 191 mm, 단반경 96 mm과 비교하여 큰 차이가 없었다. 다음으로 제안한 외부 코일에 전류를 500 mA 단위로 증가시키면서 인공음영의 변화를 시뮬레이션 했다. 이 때, 코일에 인가하는 전류가 점차 증가할수록 인공음영의 크기가 줄어

들었으며, 전류가 1.5 A일 때 인공음영의 영역이 Fig. 9(b)에서처럼 장반경 124 mm, 단반경 76 mm로서 가장 작게 나타났다. 그리고 인가 전류가 1.5 A를 넘어선 이후에는 외부 코일에서 발생한 자속이 MRI에 악영향을 끼쳐 오히려 인공음영의 크기가 증가하는 현상이 발생했다. 따라서 제안한 외부 코일 시스템의 구동 전류는 1.5 A로 결정하였다.

위와 같이 외부 코일의 구동 전류를 1.5 A로 결정한 다음, 코일의 형상 변화에 대한 인공음영의 변화도 시뮬레이션 하였다. 이를 위해 코일의 권선수를 225로 유지하면서 Fig. 10의 좌측처럼 외부 코일의 직경 (diameter)과 높이 (height)를 변경하면서 인공음영의 크기를 시뮬레이션 하였다. 그 결과 모든 경우에 대해서 영구 자석으로 인해 발생하는 인공음영 (Fig. 10의 점선 영역)보다 작은 영역에서 인공음영이 발생하였으며, Fig. 10과 같이 코일의 가로 길이가 증가하면 인공음영도 단반경의 크기보다 장반경의 크기가 증가하는 것을 볼 수 있었다. 이와 반대로 코일의 세로 길이가 증가할 때는 장반경의 크기보다 단반경의 증가폭이 큰 것을 확인할 수 있었으며, 각각의 경우 인공음영의 영역을 면적으로 계산하여 각각 비교하면 단면이 정사각형인 외부 코일의 경우가 가장 우수한 결과를 보였다. 따라서 제안한 외부 코일은 외경 27 mm, 내경 6 mm, 높이 10.5 mm로 결정하였다.

4. MRI 실험 및 결과

상기의 시뮬레이션을 통하여 최종적으로 설계된 코일은 1.5 A로 구동하는 외경 27 mm, 내경 6 mm,

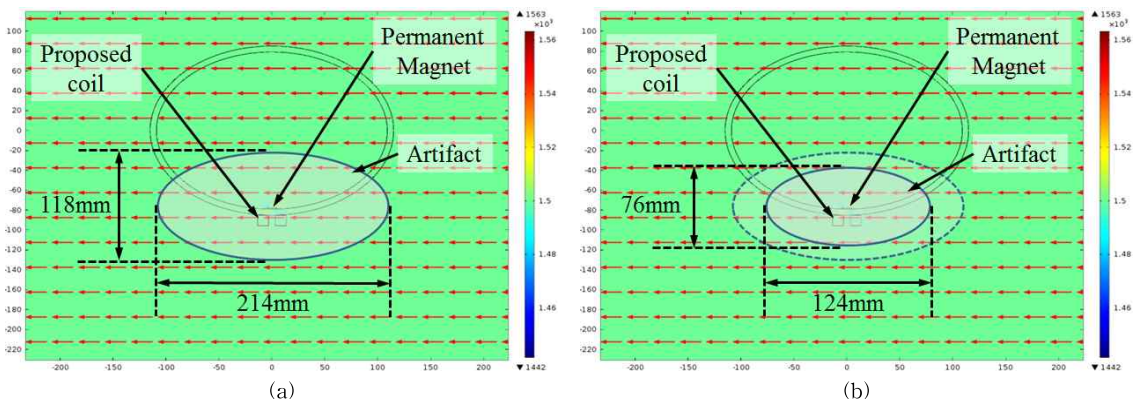


Fig. 9. Simulation of the MRI artifact due to coil current (a) zero current and (b) 1.5 A coil current.

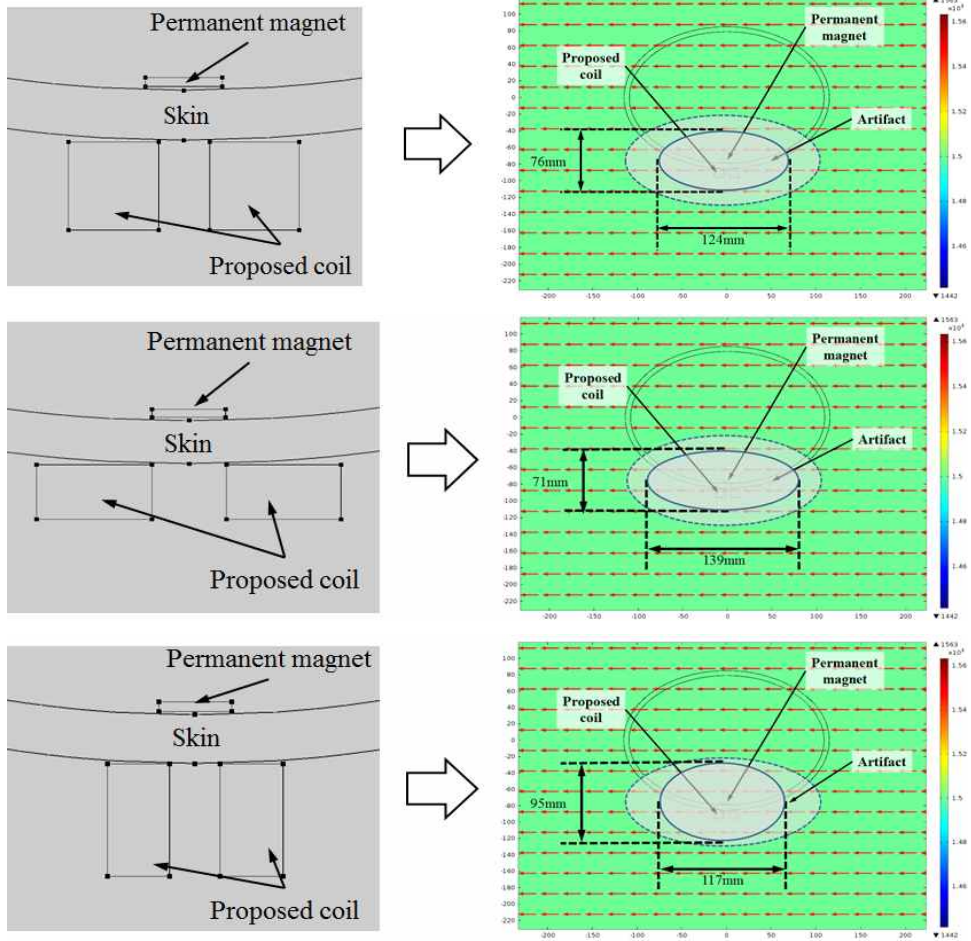


Fig. 10. Simulation results of the image artifact due to the proposed coil's shape (coil current: 1.5 A).

높이 10.5 mm, 권선수 225인 원형의 솔레노이드이다. 설계한 외부 코일 시스템의 동작을 검증하기 위하여 Fig. 11처럼 실제 MRI 촬영을 수행하여 발생하는 인공음영을 측정하였다. 이 실험에 이용된 MRI는 1.5 T MR scanner (Signa Excite, GE Healthcare)이며[30], 촬영실에 한 등이 이용한 것과 동일한 측정용 모델과 영구 자석을 배치하고, 조작실에서 직류전원 장치를 이용하여 제안한 코일을 구동하면서 자기공명 영상을 획득하였다.

그 결과, Fig. 12와 같이 제안한 코일은 영구 자석 의해 발생한 인공음영과 비교하여 관상면 (coronal view)에서 8.74 mm², 시상면 (sagittal view)에서 7.76 mm²의 인공음영 감소 효과를 보였다.

그리고 측정된 결과를 한 등에 의한 연구 결과물과 비교하면, 선행연구에 비해 관상면에서 4.16 mm²,

시상면에서 0.28 mm²의 인공음영이 감소하는 효과를 확인할 수 있었다.

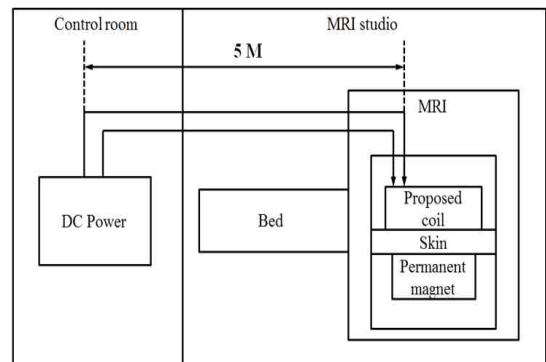


Fig. 11. MRI scan for verifying performance of the proposed coil system.

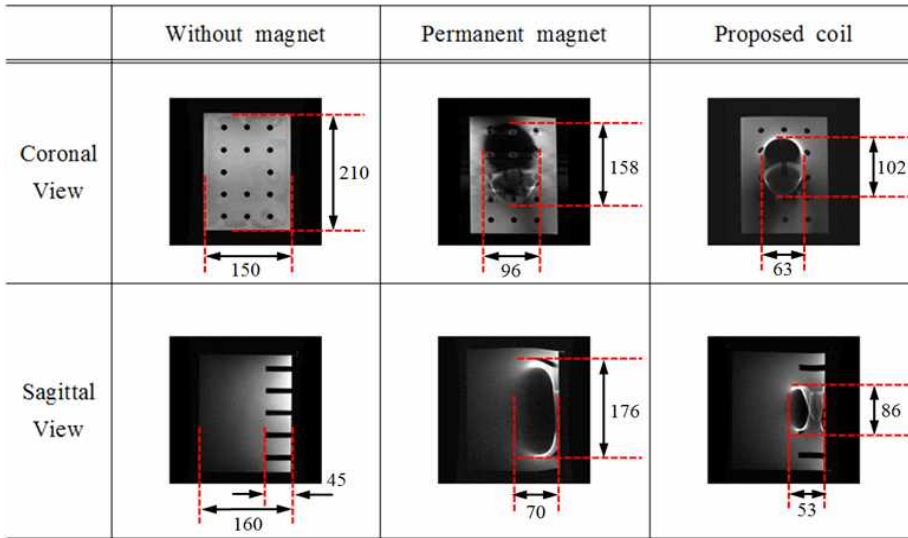


Fig. 12. Generated image artifact in real MRI scanning experiments (Unit: mm).

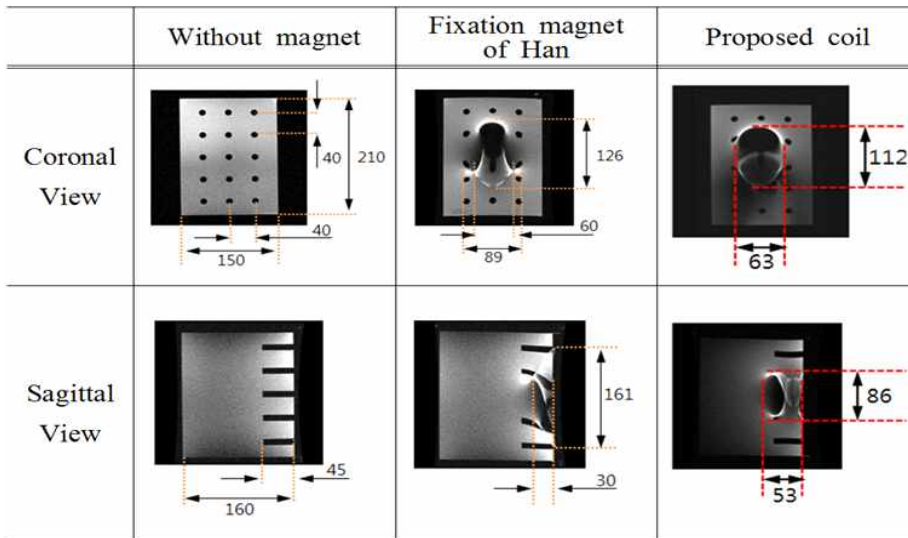


Fig. 13. MR images compared with the previous research (Han *et al.*) (Unit: mm).

5. 결 론

본 논문에서는 이식형 보청기의 효율적인 전력 및 신호 전달을 위한 송수신코일 고정용 영구 자석에 의한 MRI 영상의 인공음영을 영구 자석 제거 수술을 없이 축소시키는 외부 코일 시스템을 제안하였다. 제안한 외부 코일 시스템은 선지름 0.7 mm의 코일을 사용한 원형 솔레노이드 형태로 영구 자석이 사용된 이식형 보청기 환자들의 MRI 촬영 시에 사용되며,

체내 영구 자석이 발생시키는 자속의 반대 방향으로 자속을 발생시켜줌으로써 자기공명 영상에서의 인공음영의 크기를 축소시킨다.

제안한 외부 코일 시스템의 설계를 위해, 유한요소해석 프로그램을 이용해 실제 MRI와 동일하게 1.5 T의 균일한 자장 환경을 구성하고 한국인 인체치수 조사에 의거하여 인체 평균 머리 모델을 가상으로 제작한 다음, 영구 자석과 제안한 코일 시스템의 전자기 해석을 통해 영구 자석으로 인한 인공음영의

변화를 시뮬레이션 하였다. 그 결과 MRI 내부 균일한 자장 환경에서 영구 자석으로 인해 발생하는 인공음영의 크기는 장반경 214 mm, 단반경 118 mm의 크기로 나타났으며, 설계된 외부 코일에 1.5 A의 전류를 인가했을 때 발생하는 최대로 감소한 인공음영의 크기는 장반경 124 mm, 단반경 76 mm로서 기존 대비 약 15.83 mm²의 면적이 감소하는 것을 예측하였다.

이 결과를 바탕으로 제안한 외부 코일 시스템의 성능을 확인하기 위해, 실제 MRI 촬영을 통하여 제안한 장치의 동작 전후에 대한 자기공명 영상을 확보하였고, 이 때 나타난 인공음영의 범위를 기존에 발표된 한 등의 연구 결과물과 동일한 사물을 대상으로 하여 비교하였다. 그 결과, 제안한 코일은 영구 자석으로 인한 인공음영보다 관상면에서 8.74 mm²의 축소 효과가 있었으며, 시상면에서도 7.76 mm²의 축소 효과가 있는 것을 확인하였으며, 기존 연구 결과와 비교해도 우수한 성능을 보이는 것을 입증하였다.

따라서 본 논문에서 제안한 외부 코일 시스템을 구현하여 MRI 영상 촬영을 하게 되면, 체내 영구 자석으로 인한 진단부의 왜곡이 개선되어 진단이 가능한 영상의 범위가 넓어지며 코일의 형상에 따라 진단이 필요한 부위의 인공음영을 감소시킬 수 있으므로 효율적인 진단이 가능할 것이다. 또한, MRI 영상 촬영 시 영구 자석의 제거 수술 없이 촬영이 가능하기 때문에 환자들의 고통과 번거로움을 경감시킬 수 있다. 그러므로 제안한 외부 코일 시스템은 향후 MRI 촬영용 보조 시스템으로서의 가치가 높아질 것이다.

REFERENCE

[1] Implantable Devices, <http://www.implantable-device.com/> (accessed Jan., 15, 2016).
 [2] S.J. Lee, M.N. Kim, J.H. Lee, H.G. Lim and J.H. Cho, "Implementation of Implantable Bluetooth Bio-telemetry System for Transmitting Acoustic Signals in the Body with Wireless Recharging Function," *Journal of Korea Multimedia Society*, Vol. 18, No. 5, pp. 652-662, 2015.
 [3] H.H. Kim and D.M. Barrs, "Hearing Aids: A Review of What's New," *Journal of Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, Vol. 134, Issue 6, pp. 1043-1050, 2006.

[4] D.D. Backous and W. Duke, "Implantable Middle Ear Hearing Devices: Current State of Technology and Market Challenge," *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery*, Vol. 14, No. 5, pp. 314-318, 2006.
 [5] A.V. Hodges and T.J. Balkany, "Cochlear Implants for Sensorineural Hearing Loss," *Hospital Physician*, Vol. 38, No. 10, pp. 22-28, 2002.
 [6] B. Håkansson, M. Eeg-Olofsson, S. Reinfeldt, S. Stenfelt, and G. Granström, "Percutaneous Versus Transcutaneous Bone Conduction Implant System: A Feasibility Study on a Cadaver Head," *Otology & Neurotology*, Vol. 29, No. 8, pp. 1132-1139, 2008.
 [7] N. Yanagihara, Y. Hinohira, and K. Gyo, "Surgical Rehabilitation of Deafness with Partially Implantable Hearing Aid Using Piezoelectric Ceramic Bimorph Oscillar Vibrator," *Auris Nasus Larynx*, Vol. 24, pp. 91-98, 1997.
 [8] H.A. Jenkins, J.S. Atkins, D. Horlbeck, M.E. Hoffer, B. Balough, J.V. Arigo, G. Alexiades, and W. Garvis, "US Phase I Preliminary Results of Use of the Otologics MET Fully-Implantable Ossicular Stimulator," *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, Vol. 137, No. 2, pp. 206-212, 2007.
 [9] J.A. Miller, G. Belanger, and T. Mussivand, "Development of an Autotuned Transcutaneous Energy Transfer System," *Journal of American Society for Artificial Internal Organs*, Vol. 39, Issue 3, pp. 706-710, 1993.
 [10] P.R. Troyk, "Inductive Link Design for Miniature Implants," *Proceedings of 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp. 204-209, 2009.
 [11] K. Böheim, *Active Middle Ear Implants*, Karger AG, Basel, 2010.
 [12] S.J. Ko, "Metal Artifact Caused by Magnetic

- Field Strength and Sequence on T1WI-MRI,” *Journal of the Korea Contents Association*, Vol. 10, No. 9, pp. 302-308, 2010.
- [13] D. Sinkiewicz, “MRI Scan Hazard,” *British Dental Journal*, Vol. 214, No. 8, p. 376, 2013.
- [14] F.G. Shellock, “Metallic Surgical Instruments for Interventional MRI Procedures: Evaluation of MR Safety,” *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 13, No. 1, pp. 152-157, 2001.
- [15] E.S. Hochmair, “MRI Safety of Med-El C40/C40+ Cochlear Implants,” *Cochlear Implants International*, Vol. 2, No. 2, pp. 98-114, 2001.
- [16] S. Deneuve, N. Loundon, N. Leboulanger, I. Rouillon, and E.N. Garabedian, “Cochlear Implant Magnet Displacement During Magnetic Resonance Imaging,” *Otology and Neurotology*, Vol. 29, No. 6, pp. 789-790, 2008.
- [17] Med-El Co. Webpage, <http://www.medel.com/se/image-gallery/?versioncode=755452a54b> (accessed Jan., 15, 2016).
- [18] Nucleus System, <http://www.cochlear.com/wps/wcm/connect/uk/home/discover/cochlear-implants/nucleus-6-for-adults/nucleus-implant-portfolio> (accessed Jan., 15, 2016).
- [19] K.R. Hwang and J.Y. Choi, “Middle Ear Implant,” *Hanyang Medical Reviews*, Vol. 35, No. 2, pp. 103-107, 2015.
- [20] Bonebridge Devices, <http://www.medel.com/bonebridge/> (accessed Jan., 15, 2016).
- [21] Kyungpook National University, *Development of New Implantable Hearing Device Using Round Window Driving Transducer*, A092106, 2014.
- [22] O. Majdani, T.S. Rau, F. Gotz, M. Zimmerling, M. Lenarz, T. Lenarz, et al., “Artifacts Caused by Cochlear Implants with Non-removable Magnets in 3T MRI: Phantom and Cadaveric Studies,” *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, Vol. 266, Issue 12, pp. 1885-1890, 2009.
- [23] G. Gerig, W. Kuoni, R. Kikinis, and O. Kübler, “Medical Imaging and Computer Vision: An Integrated Approach for Diagnosis and Planning,” *Proceedings of 11th DAGM Symposium on Computer Vision*, pp. 425-432, 1989.
- [24] The Facts on Magnetic Resonance Imaging (MRI), <http://www.cochlear.com/wps/wcm/connect/uk/home/discover/cochlear-implants/nucleus-6-for-adults/nucleus-implant-portfolio/mri-compatibility/the-facts-on-mri/the-facts-on-mri> (accessed Jan., 15, 2016).
- [25] Med-El Announces FDA Approval of PULSAR, SONATA, and Med-El CONCERT Cochlear Implants for 1.5T MRI, http://s3.medel.com/pdf/US/Final_MRI_FDA_Approval_Press_Release_06_14_13.pdf (accessed Jan., 15, 2016).
- [26] J.W. Shin, J.H. Kim, and H.K. Lee, “Magnetic Resonance Imaging in Cochlear Implant Patient,” *Korean Journal of Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, Vol. 50, No. 10, pp. 938-940, 2007.
- [27] Y.G. Han, H.G. Lim, K.W. Seong, Y.S. Park, and J.H. Cho, “3-Poles Magnetic Coupler for Inductive Link of Transcutaneous Implantable Device in MR Imaging,” *Proceedings of the IASTED International Conference Biomedical Engineering*, pp. 223-227, 2014.
- [28] Size Korea, <http://sizekorea.kats.go.kr> (accessed June, 15, 2016).
- [29] S.C. Bushong and G. Clarke, *Magnetic Resonance Imaging: Physical and Biological Principles*, Elsevier Health Sciences, U.S.A., 2013.
- [30] GoldSeal Certified Signa Excite MR 1.5 T, http://www3.gehealthcare.com/en/products/categories/goldseal_-_refurbished_systems/goldseal_magnetic_resonance/goldseal_signa_excite_15t (accessed Jan., 15, 2016).



안 형 준

2014년 2월 안동대학교 전자공학
교육과 졸업(공학사)
2016년 2월 경북대학교 대학원 전
자공학부 졸업(공학석사)
2015년 12월~현재 (재)경북IT융
합산업기술원 차량융합
부품 IT기술센터 연구원

관심분야: 이식형 보청기, 첨단운전자보조시스템, IoT
네트워크



김 명 남

1988년 2월 경북대학교 전자공학
과 졸업(공학사)
1990년 2월 경북대학교 대학원 전
자공학과 졸업(공학석사)
1995년 2월 경북대학교 대학원 전
자공학과 졸업(공학박사)

1996년~현재 경북대학교 의학전문대학원 의공학교실
주임교수

관심분야: 생체신호처리시스템, 의학영상처리



임 형 규

2002년 2월 경북대학교 전자전기
공학부 졸업(공학사)
2004년 2월 경북대학교 대학원 전
자공학과 졸업(공학석사)
2011년 2월 경북대학교 대학원 전
자공학과 졸업(공학박사)

2011년 3월~현재 경북대학교 대학원 전자공학부(Post-
doc.)

관심분야: 의용전자, 무선전력전달시스템, 이식형 보청
기



조 진 호

1977년 2월 경북대학교 공업교육
학과 졸업(공학사)
1979년 2월 경북대학교 대학원 전
자공학과 졸업(공학석사)
1988년 2월 경북대학교 대학원 전
자공학과 졸업(공학박사)

1984년~현재 경북대학교 IT대학 전자공학부 교수

관심분야: 의용전자, 생체신호처리, 이식형 보청기