

論文2003-40SC-3-11

# 영구자석 MRI를 위한 능동형 자기 잡음 차폐시스템 기술 개발 (Development of an Active Magnetic Noise Shielding System for a Permanent Magnet Based MRI)

李壽烈\*, 全寅坤\*, 李恒魯\*, 李定漢\*\*

(Soo Y. Lee, In K. Chun, Hang R. Lee, and Jeong H. Yi)

### 요약

본 논문에서는 영구자석 자기공명영상시스템에 나쁜 영향을 끼치는 외부 자기 잡음을 효율적으로 차폐하는 기술을 서술하였다. 유한요소법 전자계 해석을 통하여 영구자석의 주자계 방향과 일치하는 자기 잡음 성분이 자기공명영상에 주로 영향을 미치는 것을 밝혔고, 이의 해석 결과를 기반으로 자기잡음센서, 보상코일, 그리고 코일구동기로 구성되는 능동형 자기 잡음 차폐시스템을 개발하였다. 개발된 자기 잡음 차폐시스템은 수 Hz 미만의 저주파 대역의 자기 잡음에 대하여 30dB 이상의 차폐율을 보였으며, 0.3Tesla 전신형 자기공명영상시스템에 자기 잡음 차폐시스템을 적용하여 자기 잡음에 의한 영상 잡음이 크게 개선됨을 실험적으로 밝혔다.

### Abstract

In this paper, we introduce a magnetic noise shielding method to reduce the noise effects in permanent magnet based MRI systems. Through FEM electromagnetic analyses, we have shown that the magnetic noise component parallel to the main magnetic field is the major component that makes various artifacts in the images obtained with a permanent magnet based MRI. Based on the FEM analyses, we have developed an active magnetic noise shielding system composed of a magnetic field sensor, compensation coils, and a coil driving system. The shielding system has shown a noise rejection ratio of about 30dB at the frequency below several Hz. We have experimentally verified that the shielding system greatly improves the image quality in a 0.3 Tesla MRI system.

**Keyword :** MRI, permanent magnet, magnetic noise, active shielding

\* 正會員, 慶熙大學校 東西醫學大學院 醫療工學專攻  
(Dept. of Medical Engineering, Graduate School of East-West Medical Science, KyungHee University)

\*\* 正會員, 建國大學校 醫學工學部  
(Dept. of Biomedical Engineering, KonKuk University)

※ 본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임.

(과제번호 : 02-PJ3-PG6-EV07-0002)

接受日字:2003年2月10日, 수정완료일:2003年4月27日

### I. 서론

MRI(Magnetic Resonance Imaging)는 1970년 말 최초로 개발된 이래 많은 발전을 거듭하여 진단 임상 분야의 필수적인 기기로 자리를 잡았다. MRI는 주자계를 만드는 방식에 따라 초전도전자석 MRI와 영구자석 MRI로 크게 분류된다. 일반적으로 초전도전자석 MRI는 0.5-3.0 Tesla의 자계 밀도를 가지며, 영구자석 MRI는 0.3 Tesla 이하의 자계 밀도를 가진다<sup>1) 5)</sup>. 따라서 초전도전자석 MRI는 주로 중대형급 병원에서 쓰이며 영

구자석 MRI는 중소형급 병원에서 쓰인다.

영구자석 MRI는 초전도전자석 MRI에 비해 단가가 낮고 유지비가 저렴하며, 또한 설치 장소가 상대적으로 작은 장점을 가지고 있어<sup>6,8)</sup> 최근 아시아 지역을 중심으로 그 사용이 확대되고 있다. 그러나 영구자석은 초전도전자석에 비해 외부 자기잡음에 취약한 단점을 가지고 있다<sup>9,10)</sup>. 영구자석 MRI가 설치되는 병원 중 대다수가 외부 자기잡음원으로부터 가까운 곳에 위치하고 있다. 즉, 중소형 병원의 경우 지하철, 자동차도로, 승강기 등 자기잡음원으로부터의 거리가 상대적으로 가깝다는 것이다. 초전도전자석의 경우 Meissner 효과에 의해 스스로 외부 잡음을 차단하는 기능이 있어 외부잡음에 강하지만<sup>11)</sup> 영구자석의 경우에는 자석의 구조상 외부잡음을 흡수하는 특성이 있어 외부잡음에 취약하다. 자기잡음이 심한 경우 TE(Echo Time)가 상대적으로 긴 GE(Gradient Echo) 영상법이나 FSE(Fast Spin Echo) 영상법과 같이 임상적으로 널리 쓰이는 영상법의 구현이 불가능해진다.

자기잡음을 제거하기 위해서는 자기차폐실 내에 MRI를 설치하는 것이 가장 근원적인 방법이라 할 수 있다. 자기차폐실은 자기투자율이 높은  $\mu$ -metal과 전기전도도가 높은 알루미늄으로 이루어진다. 자기차폐실은 차폐 효과는 높으나 그 제작 비용이 매우 높은 문제점이 있다. 본 논문에서는 상대적으로 저렴한 비용으로 외부 자기잡음을 줄일 수 있는 능동형 자기 잡음 차폐 방법을 제시하였다. MRI용 영구자석의 특성을 고려하여 자기 차폐용 보상코일 및 코일 구동기를 개발하였으며 개발한 시스템을 이용하여 얻은 실험결과를 제시하였다.

## II. 영구자석 내 외부 자기 잡음 영향 분석

MRI용 영구자석은 일반적으로 수직자계를 발생시킨다. 보편적인 형태의 영구자석 형태를 <그림 1>에 보였다. <그림 1>에서 ①은 자계를 만드는 마그넷 블록을, ②는 자속의 폐쇄적 순환을 위한 요크(yoke)를, 그리고 ③은 촬영 영역에서 자속 밀도의 공간적 균일도를 향상시키기 위한 자극(pole piece)을 나타낸다. 마그넷 블록 재료로는 희토류 자석인 NdFeB가 많이 쓰이며 요크 및 자극 재료로는 순철이 일반적으로 쓰인다. 상측 마그넷 블록과 하측 마그넷 블록이 만드는 자속(magnetic flux)은 같은 방향이며 자속의 대부분은 요

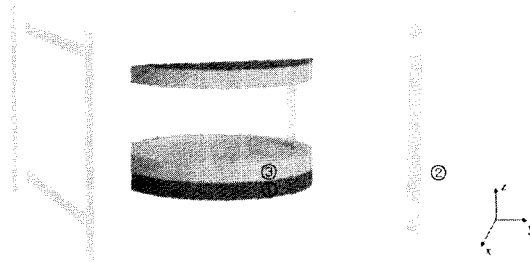


그림 1. 일반적인 MRI용 영구자석 형상  
Fig. 1. A typical shape of a permanent MRI magnet.

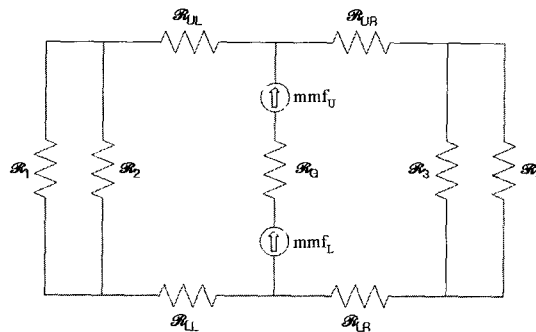


그림 2. 영구자석에 대한 등가 자계 회로  
Fig. 2. An equivalent magnetic circuit for the permanent magnet.

크를 통해 순환된다. 따라서 마그넷 블록이 만드는 자속은 상측 자극과 하측 자극 사이의 촬영공간을 통과하게 된다.

<그림 2>에 <그림 1>의 영구자석에 대한 등가 자계 회로를 보였다. <그림 2>에서  $mmf_U$ 와  $mmf_L$ 은 각각 상측 마그넷 블록과 하측 마그넷 블록이 만들어 내는 자기력(magnetic moment force)을 나타내며,  $R_1, R_2, R_3, R_4$ 는 상측 요크와 하측 요크를 연결하는 4개의 요크 기둥의 자계저항(reluctance)을,  $R_{UL}, R_{UR}, R_{LL}, R_{LR}$ 는 각각 상측 요크 왼쪽, 상측 요크 오른쪽, 하측 요크 왼쪽, 하측 요크 오른쪽 부분의 자계저항을, 그리고  $R_G$ 는 상측 마그넷 블록과 하측 마그넷 블록 사이의 간극 즉, 촬영 영역의 자계저항을 나타낸다. 자극의 자계저항은 간극의 자계저항에 비해 매우 낮으므로 등가 자계회로에서는 고려하지 않았다. 일반적으로 요크 재료인 순철의 투자율(magnetic permeability)은 공기에 비해 매우 높으므로 요크의 자계저항은 간극의 자계저항에 비해 현저히 낮다<sup>12)</sup>. 따라서 외부에서 자기 잡음(magnetic flux noise)이 유입될 경우 자기 잡음의 대부분

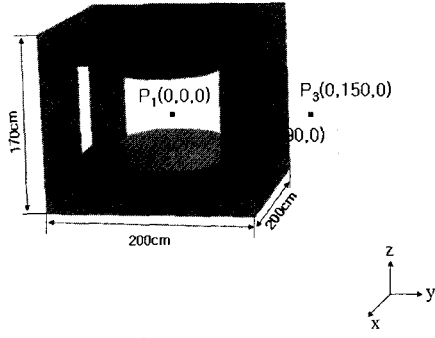


그림 3. 유한요소법 해석을 위한 영구자석 및 자기잡음원 모델  
 Fig. 3. The FEM model for the permanent magnet and the magnetic noise source.

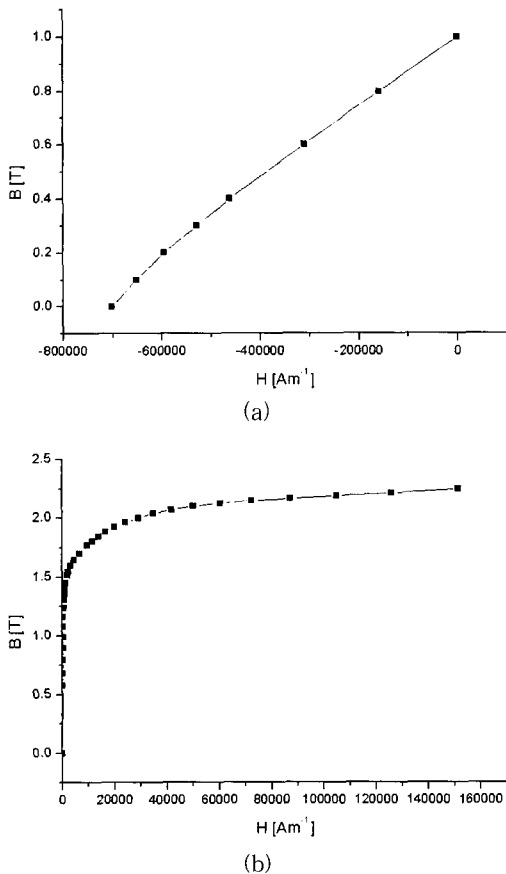
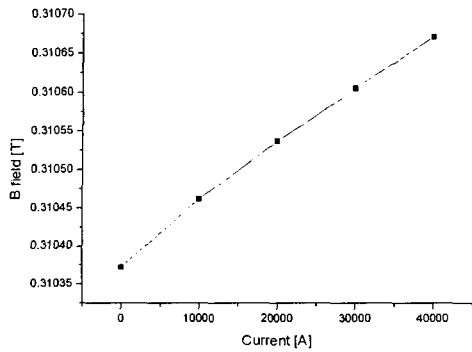


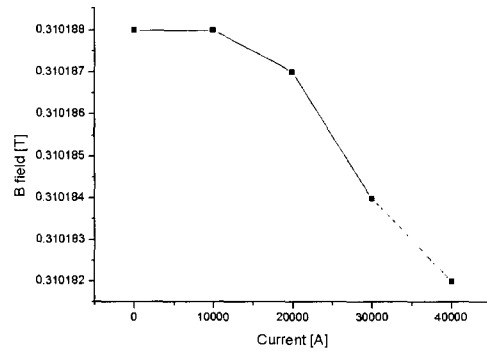
그림 4. (a) NdFeB 마그넷의 자성 특성 (b) 순철의 자성 특성  
 Fig. 4. (a) The BH curve of the NdFeB magnet (b) The BH curve of the iron yoke.

분은 요크를 통과하게 된다. 자기 잡음의 방향이 주자계와 같은 방향일 경우 자기 잡음은 주로  $\mathcal{M}_{UL}$ ,  $\mathcal{M}_{UR}$ ,  $\mathcal{M}_{LL}$ ,  $\mathcal{M}_{LR}$ 를 관통하게 된다. 이 경우 요크 재료의 비선형적 자성 특성 때문에 자계저항 값이 바뀔 수 있게 되며, 따라서 마그넷 블록이 만드는 전체 자속량도 바뀌게 되어 촬영 영역 내에서 자계 변동이 유발될 수 있다. 한편 주자계와 직각인 방향으로 자기 잡음이 유입될 경우 대부분의 자기 잡음은 상측 요크와 하측 요크를 관통하게 된다. 마그넷 블록이 만드는 자속은 상측 및 하측 요크에서 영구자석의 중심을 기점으로 하여 반대 방향으로 분포되어 있다. 즉, 영구자석 상측, 혹은 하측 요크의 오른쪽과 왼쪽에서 마그넷 블록이 만드는 자속 밀도 벡터의 방향은 서로 반대인 것이다. 그러므로 자기 잡음이 주자계 방향과 직각인 방향으로 유입될 경우 상측 및 하측 요크의 총 자계저항은 크게 변하지 않게 된다. 예를 들면 자기 잡음의 방향이 y-축 방향인 경우  $\mathcal{M}_{UR}$ ,  $\mathcal{M}_{LR}$  값은 증가하지만  $\mathcal{M}_{UL}$ ,  $\mathcal{M}_{LL}$  값은 반대로 같은 값만큼 감소한다. 따라서 주자계와 직각인 방향으로 자기 잡음이 유입될 경우 주자계의 변동은 크지 않을 것으로 예상할 수 있다.

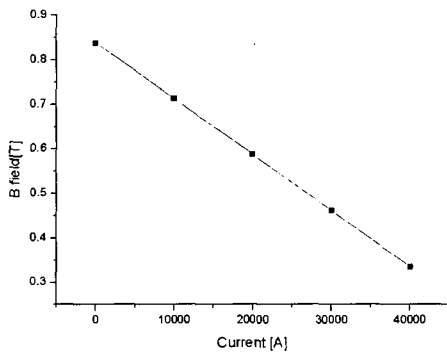
외부 자기 잡음 효과를 분석하기 위해 <그림 3>과 같은 3차원 유한요소법 모델을 만들었다. 이 모델에서 MRI용 영구자석이 만드는 주자계 방향(z-축 방향)으로, 즉 영구자석의 위와 아래에 코일이 놓여 있으며, 주자계와 직각인 방향(y-축 방향), 즉 영구자석의 왼쪽과 오른쪽에 코일이 놓여 있다. 이들 코일들은 주자계와 평행 방향 및 수직 방향으로의 자기 잡음을 만들기 위한 것이다. 모든 코일의 반경은 150cm이며 마주보는 코일 간 간격은 540cm이다. <그림 4(a)>에 NdFeB 마그넷 블록의 자성 특성을, 그리고 <그림 4(b)>에 순철의 자성 특성을 나타내었다. 3차원 유한요소법 해석을 위해 Vector fields사의 TOSCA solver를 사용하였다. TOSCA는 정자계 분석용 solver이다. 3차원 유한요소법 해석에서 노드(node) 수는 약 25만개, 그리고 요소 수는 110만개 이었다. 상하측 코일에 전류를 인가하여 z-축 방향으로 자속 잡음을 만들었을 때 영구자석의 중심점  $P_1$ 에서의 자속밀도를 <그림 5(a)>에, 수직 기둥 요크 내의 점  $P_2$ 에서의 자속밀도를 <그림 5(b)>에, 그리고 영구자석 측면으로부터 약 50cm 떨어진 점  $P_3$ 에서의 자속 밀도를 <그림 5(c)>에 나타내었다. 그림에서 보듯이 코일 전류를 10,000A단위로 40,000A까지 인가하였을 때 영구자석 외부에 있는 점  $P_3$ 에서의 자속 밀



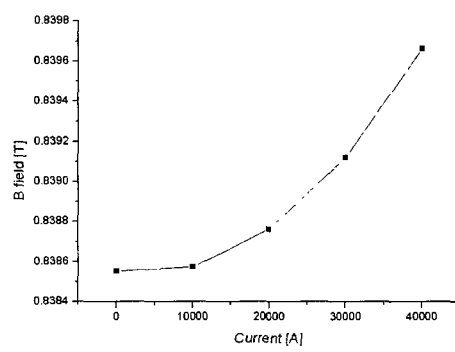
(a)



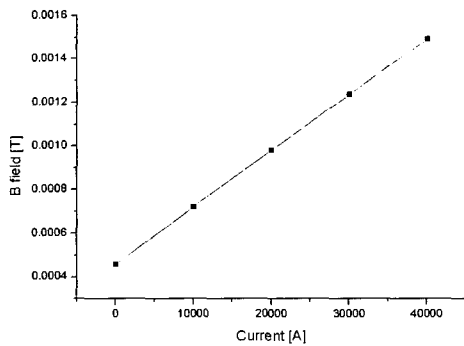
(a)



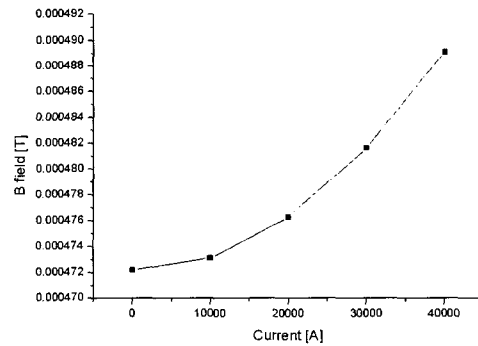
(b)



(b)



(c)



(c)

그림 5. z-축 상에 놓인 코일 전류 변화에 따른 (a) 영구자석 중심 P<sub>1</sub>에서의 자속 밀도의 변화, (b) 수직 기둥 요크 내 P<sub>2</sub>에서의 자속 밀도의 변화, (c) 영구자석 측면으로부터 50cm 떨어진 점 P<sub>3</sub>에서의 자속 밀도의 변화

Fig. 5. Magnetic flux densities with respect to the z-axis coil current. (a) At the center of the magnet, P<sub>1</sub>(b) at the center of the vertical yoke, P<sub>2</sub> (c) at the point 50cm apart from the magnet side, P<sub>3</sub>.

도는 약 4.6Gauss에서 약 15Gauss까지 증가함을 알 수 있다. 이 때 영구자석 중심점 P<sub>1</sub>에서의 자속 밀도는 0.31037 Tesla에서 약 3Gauss 상승함을 알 수 있다. 반

그림 6. y-축 상에 놓인 코일 전류 변화에 따른 ((a) 영구자석 중심 P<sub>1</sub>에서의 자속 밀도의 변화, (b) 수직 기둥 요크 내 P<sub>2</sub>에서의 자속 밀도의 변화, (c) 영구자석 측면으로부터 50cm 떨어진 점 P<sub>4</sub>에서의 자속 밀도의 변화

Fig. 6. Magnetic flux densities with respect to the z-axis coil current. (a) At the center of the magnet, P<sub>1</sub> (b) at the center of the vertical yoke, P<sub>2</sub> (c) at the point 50cm apart from the magnet side, P<sub>4</sub>.

면 수직 기둥 요크(P<sub>2</sub>) 내에서의 자속 밀도는 약 0.84 Tesla에서 0.33 Tesla로 감소함을 알 수 있다. 즉 z-축 방향 자기 잡음의 영향으로 수직 기둥 요크 내 자속

밀도는 현저히 감소하였으며, 이 영향으로 수직 기동 요크의 자계저항이 감소하였고, 따라서 영구자석 내 자속 밀도는 약간 상승함을 알 수 있다. 영구자석 밖에서의 자계 변동 대비 영구자석 중심점에서의 자계 변동은 약 30% 수준이 됨을 알 수 있다. 좌우측 코일에 전류를 인가하여 y-축 방향으로 자기 잡음을 만들었을 때 영구자석의 중심점 P<sub>1</sub>에서의 자속밀도를 <그림 6(a)>에, 수직 기동 요크 내의 점 P<sub>2</sub>에서의 자속밀도를 <그림 6(b)>에, 그리고 영구자석 전면으로부터 약 50cm 떨어진 점 P<sub>4</sub>에서의 자속 밀도를 <그림 6(c)>에 나타내었다. 그림에서 보듯이 코일 전류를 10,000A단위로 40,000A까지 인가하였을 때 영구자석 외부에 있는 점 P<sub>4</sub>에서의 자속 밀도는 약 4.7Gauss에서 약 4.9Gauss 까지 증가함을 알 수 있다. 이 때 영구자석 중심점 P<sub>1</sub>에서의 자속 밀도는 0.31019 Tesla에서 약 0.06 Gauss 감소함을 알 수 있다. 수직 기동 요크(P<sub>2</sub>) 내에서의 자속 밀도는 약 0.82 Tesla에서 0.0011 Tesla 증가함을 알 수 있다. 즉 y-축 방향 자기 잡음은 수직 기동 요크 내 자속 밀도의 변화를 크게 유발하지 않으며 따라서 촬영 공간 내 자속 밀도의 변화도 크게 유발하지 않음을 알 수 있다. 이 해석 결과로 보면 주자계 방향과 수직 방향으로 유입되는 자기 잡음은 주자계 방향과 평행한 방향으로 유입되는 자기 잡음에 비해 그 영향이 수십 배 이상 작음을 알 수 있다. 따라서 영구자석 MRI 시스템에서 자기 잡음을 보상하기 위한 능동형 자기 차폐 시스템을 설계하는데 있어 주자계 방향과 평행한 방향 성분만을 보상하면 된다고 결론을 내릴 수 있다.

### III. 능동형 자기 잡음 차폐 시스템의 설계

자기 잡음의 크기와 양태는 MRI 시스템이 설치되어 있는 환경에 따라 매우 큰 차이가 있는데, 약 5mGauss 이상의 자기 잡음이 유입되면 영상에 영향이 크게 나타난다. 5mGauss의 변화는 수소 원자의 세차운동 주파수에 약 21Hz의 주파수 변화를 초래하는데 자기 잡음의 크기가 시간에 따라 변동하는 경우 자기공명영상 신호에 다양한 위상오차가 유발되어 영상에 artifact가 나타나게 된다. 전장에서 기술한 바와 같이 주자계와 같은 방향으로 발생하는 자기 잡음이 주로 MRI에 영향을 미치기 때문에 본 연구에서는 주자계 방향으로의 잡음 성분만을 보상하는 시스템을 개발하였다.

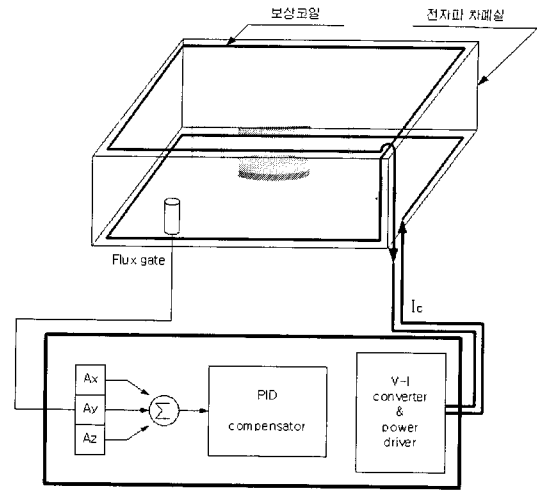


그림 7. 능동 자기잡음 차폐시스템의 구성도  
Fig. 7. The schematic diagram of the active magnetic shielding system.

<그림 7>에 능동형 자기잡음 차폐시스템의 구성도를 나타내었다. 자기 잡음을 제거하기 위한 보상코일은 MRI 시스템이 설치되어 있는 전자파차폐실 내에 설치하였다. 전자파차폐실의 사용 효율을 저해하지 않기 위하여 보상코일은 전자파차폐실의 윗면 모서리와 아래면 모서리에 설치하였다. 보상코일은 단면적 2mm의 동선으로 상하 각각 20회 감아 구성하였으며, 이 때 보상코일의 DC 저항값은 6Ω이었다. 보상코일이 Helmholtz 구조를 갖도록 하면 좀더 좋은 보상 특성을 기대할 수 있지만 전자파 차폐실 내벽에 감추어 설치하여야만 하는 특성상 보상코일의 형상은 전자파차폐실의 모서리 형태를 따를 수밖에 없었다. 전자파차폐실 내 자기잡음 파형을 측정하기 위해 고감도 자기센서인 fluxgate를 사용하였다. Fluxgate는 MRI용 주자석 내에서는 포화되어 동작하지 않으므로 주자석으로부터 약 2m 정도 떨어진 곳에 설치하였다. 사용한 fluxgate는 영국 Bartington 사의 Mag-03으로 3축 자기장 센서이며 감도는 10mV/Gauss이다. 보상코일을 전자파차폐실 모서리에 설치해야만 하기 때문에 전자파차폐실의 차폐벽에 형성되는 와전류 영향을 고려해야만 한다. 즉, 보상코일에 교류 전류를 인가하면 교류자계가 형성되고, 이 교류자계는 차폐벽 내에 와전류를 유발한다. 이 와전류 때문에 보상코일이 만드는 자계가 일부 감쇄하게 된다. 차폐벽의 특성상 주파수가 높을수록 와전류가 많이 발생하기 때문에 보상코일의 단위 전류당 발생 자계의 강도는 주파수가 높을수록 약해지게 된다. 이러

한 현상을 보상하기 위해 2 Hz 부근에 pole이 있는 1-pole 특성으로 차폐실 특성을 모델링하여 보상회로의 설계에 적용하였다. 수십 Hz 이상의 자기 잡음 성분은 전자파차폐실에 의해 거의 흡수되므로 자기잡음 차폐 시스템에서 고려하지 않아도 된다. Fluxgate의 3축 방향 자기잡음 검출출력에 적절한 가중치( $A_x, A_y, A_z$ )를 줄 수 있도록 설계하였으나 전장에서 기술한 바와 같이 z-축 방향 성분이 주로 영향을 미치므로  $A_z$  가중치만을 선택하였다. 자기 센서의 출력은 최적의 보상효과와 안정도를 확보하기 위한 PID(Proportional Integral Derivative)제어(feedback)보상기를 거친다. 제어보상기의 극점(pole) 및 영점(zero)은 캐패시터의 교체와 가변 저항을 이용하여 미세 조정이 가능하도록 하였다. 제어 보상기의 영점은 전자파차폐실의 와전류 효과에 의해 형성되는 수 Hz 부근의 극점을 보상하기 위한 것으로 OP Amp를 사용한 미분기로 구현하였다. 제어보상기의 출력은 전압-전류 변환을 거쳐 대전류 구동회로로 인가되며 이 구동회로는 보상코일에 자기잡음 차폐를 위한 보상전류  $I_c$ 를 공급하게 된다. 보상회로 조정과정에서 지구 자기장과 주자석의 주변자기장 등 정자기장(dc field)은 fluxgate 출력에 직류편이(dc offset)로 나타나므로 직류편이 보정회로로 제거하였다.

IV. 실험 및 결과

외부에서 유입되는 자기잡음은 매우 불규칙하므로 보상효과의 정량적인 평가에 사용하기는 어렵다. 자기 잡음 보상회로의 성능을 정량적으로 평가하기 위해서 두 개의 코일 시스템을 제작하였다. 즉, 자기 잡음을 생성하기 위한 코일과 이 코일 안에 위치한 보상코일을 만들었다. 자기 잡음을 생성하기 위한 코일은 1200mm(W) × 1200mm(D) × 600mm(H)의 크기로 전자파차폐실 중심부에 설치한 사각통 상측면과 하측면에 두었고, 보상코일은 3260mm(W) × 3960mm(D) × 2450mm(H) 크기로 전자파차폐실 상측면과 하측면 내면모서리에 두었다. 자기잡음 생성코일을 이용하여 보상코일 내에 15 mG<sub>rms</sub>의 정현파 자기 잡음을 발생시켰고 <그림 7>에 보인 보상코일 구동회로를 이용하여 보상코일에 보상 전류를 인가하였다. 0.3Hz, 1Hz, 3Hz, 10Hz, 30Hz의 주파수에서 자기잡음 보상효과를 측정된 결과를 <그림 8>에 보였다. 3.0 Hz 이하의 낮은 주파수에서는 30 dB 이상의 보상효과가 얻어지며, 주파수가 높아지면 보상

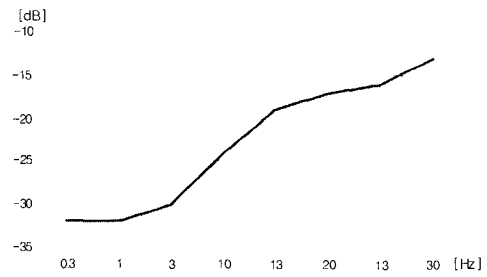
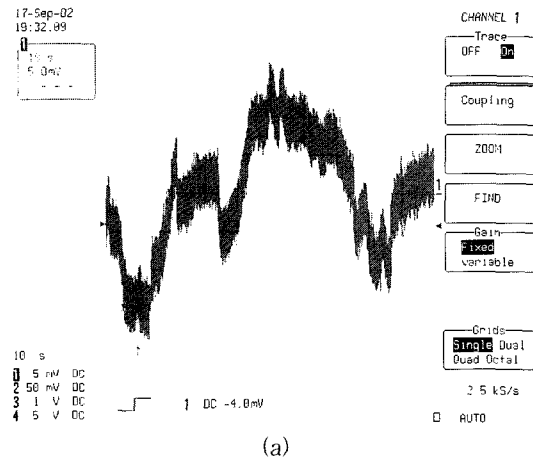
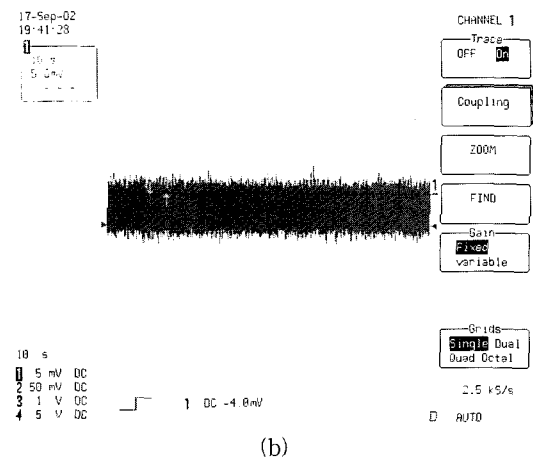


그림 8. 능동 자기잡음 차폐시스템의 주파수에 따른 차폐율

Fig. 8. Magnetic noise shielding ratios with respect to frequency.



(a)



(b)

그림 9. 능동 자기 차폐를 하기 전과(a) 한 후의(b) 자기 잡음 파형(수평축: 10 sec/div, 수직축: 0.5 mGauss/div)

Fig. 9. Magnetic noise waveforms (a) before the active shielding and (b) after the active shielding (the horizontal axes: 10 sec/div, the vertical axes: 0.5 mGauss/div).

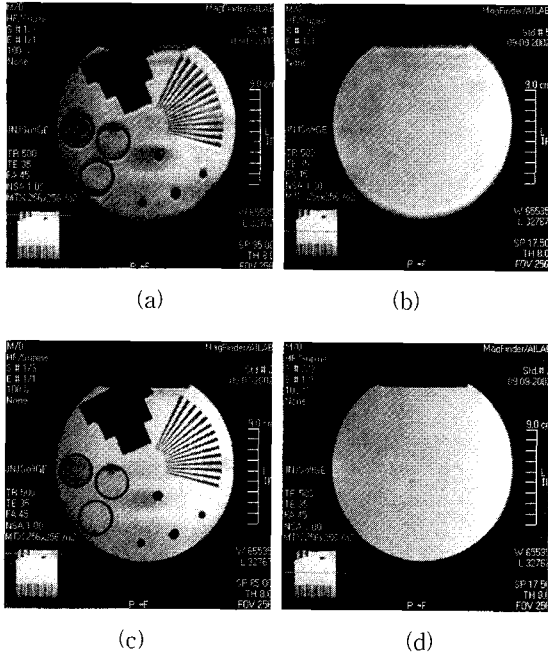


그림 10. 능동 자기 차폐를 하기 전과 (a), (b) 한 후의 (c), (d) 자기공명영상  
 Fig. 10. Magnetic resonance images obtained (a), (b) without the active shielding and (c), (d) with the active shielding.

효과가 감소한다. 30 mG<sub>p-p</sub>의 3.0 Hz 자기잡음을 보상하기 위하여 보상코일에 약 2.5 A<sub>p-p</sub>의 전류가 인가되었다. 이 전류량은 보상코일의 크기가 커질수록 커지게 된다. 본 연구에서 제작한 보상코일구동회로는 최대 5 A<sub>p-p</sub>의 전류 구동 능력을 가진다.

<그림 9(a)>에 병원 환경에서 관측되는 자기잡음을 측정된 결과를 나타내었다. 이 자기잡음 측정에는 전술한 fluxgate가 사용되었다. 이 측정에서 전자파차폐실 내에 약 5 mG<sub>p-p</sub> 정도의 매우 불규칙한 자기잡음이 유입되는 것을 알 수 있다. 이 자기 잡음은 주로 MRI가 설치된 건물 안 주차장 내 자동차 이동, 주위에 위치한 지하철 차량의 이동, 그리고 건물의 진동에 의한 것으로 판단된다. <그림 9(b)>에는 개발한 자기잡음 차폐 시스템으로 보상코일을 구동하고 있을 때 같은 지점에서의 자기잡음 파형을 보였다. 이 경우 불규칙한 자기잡음이 상당한 수준으로 제거되고 fluxgate 및 증폭회로의 백색잡음만 주로 나타나는 것을 확인할 수 있다.

<그림 10>에는 일반 병원환경에서 자기잡음을 차폐하지 않은 경우와 차폐한 경우에 얻은 자기공명영상을 보였다. 자기공명영상에는 물이 들어 있는 팬텀

(phantom)을 사용하였다. 자기공명영상법은 자기잡음 영향을 크게 받는 gradient echo 기법을 사용하였다. TR(repetition time)과 TE(echo time)는 각각 500 msec와 35 msec이다. <그림 10(a), (b)>는 자기잡음을 차폐하지 않는 경우의, 그리고 <그림 10(c), (d)>는 차폐한 경우의 같은 부위의 영상을 나타낸다. <그림 10(a)> 및 <그림 10(b)>의 영상에서는 자기잡음의 영향으로 자기공명신호의 위상이 흔들려 영상에 심한 artifact가 형성되지만 <그림 10(c), 10(d)>에서는 이 현상이 완전히 제거된 것을 확인할 수 있다.

### V. 결 론

본 논문에서는 영구자석 MRI 시스템에서 주자계 방향으로 유입되는 자기잡음 성분이 주로 자기공명영상에 영향을 미친다는 것을 유한요소법 자체해석을 통해 밝혔다. 이 해석 결과에 기초하여 주자계 방향 성분의 자기잡음을 차폐하는 능동형 자기잡음 차폐시스템을 개발하였다. 자기잡음 센서, 보상코일, 그리고 보상코일 구동기로 이루어진 차폐시스템을 제작하여 실험한 결과 자기공명영상에 치명적인 영향을 주는 수 Hz 미만의 주파수 대역에서 약 30dB 이상의 자기잡음 차폐율을 보인다는 것을 실험으로 확인하였다. 또한 개발한 자기잡음 차폐시스템은 자기잡음으로 인한 영상의 artifact를 획기적으로 줄인다는 것을 0.3 Tesla 영구자석 MRI를 이용한 실험을 통해 보였다.

### 참 고 문 헌

- [1] M. G. Abele and H. Rusinek, "Field Computation in Permanent Magnets", IEEE Transactions on Magnetics, Vol. 28, No. 1, pp. 931~934, 1992.
- [2] M. G. Abele, R. Chandra, H. Rusinek, and E. Potenziani, "Compensation of Non-Uniform Magnetic Properties of Components of a Yokeless Permanent Magnet", IEEE Transactions on Magnetics, Vol. 25, No. 5, pp. 3904~3905, 1989.
- [3] D. Hawksworth, "New Magnet Designs for MR", Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 17, pp. 27~31, 1991.

- [4] M. Marinescu and N. Marinescu, "Compensation of Anisotropy Effects in Flux-Confining Permanent-Magnet Structures", IEEE Transactions on Magnetics, Vol. 25, No. 5, pp. 3899~3901, 1989.
- [5] E. Potenziari II and H. A. Leupold, "Permanent Magnets for Magnetic Resonance Imaging", IEEE Transactions on Magnetics, Vol. Mag-22, No. 5, pp. 1078~1080, 1986.
- [6] T. Miyamoto, H. Sakurai, H. Takabayashi, and M. Aoki, "Development of a Permanent Magnet Assembly for MRI", IEEE Translation Journal on Magnetics in Japan, Vol. 5, No. 9, pp. 803~809, 1990.
- [7] T. Miyamoto, H. Sakurai, H. Takabayashi, and M. Aoki, "A Development of a Permanent Magnet Assembly for MRI Devices Using Nd-Fe-B Material", IEEE Transactions on Magnetics, Vol. 25, No. 5, pp. 3907~3909, 1989.
- [8] Anatoly Podol'skii, "Development of Permanent Magnet Assembly for MRI Devices", IEEE Transactions on Magnetics, Vol. 34, No. 1, pp. 248~252, 1998.
- [9] K. Miyata, K. Ohashi, N. Takahashi, and H. Ukita, "Analysis of Magnetic Characteristics of Permanent Magnet Assembly for MRI Devices Taking Account of Hysteresis and Eddy Current", IEEE Transactions on Magnetics, Vol. 34, No. 5, pp. 3556~3559, 1998.
- [10] Cherrill M. Spencer, David T. Hung, Robert J. Perlmutter, and Brian P. Wilfley, "Magnetic Field Stability Issues in Magnetic Resonance Imaging", IEEE Transactions on Magnetics, Vol. 24, No. 2, pp. 1276~1279, 1988.
- [11] T. Katila, "Principles and applications of SQUID Sensors", Advances in Biomagnetism, Plenum Press, New York, pp. 19~32, 1989.
- [12] Herbert A. Leupold, "Approaches to Permanent Magnet Circuit Design", IEEE Transactions on Magnetics, Vol. 29, No. 6, pp. 2341~2346, 1993.

## 저 자 소 개



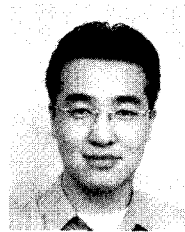
李壽烈(正會員)

1983년 2월 : 서울대학교 전자공학과(공학사). 1985년 2월 : 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학석사). 1989년 8월 : 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학박사). 1989년 9월~1992년 2월 : 삼성전자 정보통신연구소 화상통신연구실 선임연구원. 1992년 3월~1999년 2월 : 건국대학교 의공학과 교수. 1999년 3월~현재 : 경희대학교 동서의학대학원 교수학회활동 대한의용생체공학회 편집위원(현재). 대한자기공명과학회 편집위원(현재). <주관심분야 : 의료영상시스템, 영상처리, brain mapping 등>



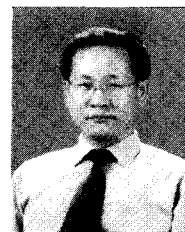
孫寅坤(正會員)

1999년 2월 : 경희대학교 기계공학과(공학사). 2001년 2월 : 경희대학교 기계공학과(공학석사). 2003년~현재 : 경희대학교 동서의학대학원 박사과정. 1999년 2월~2000년 2월 : 경희대학교 기계공학과 조교. 2001년 3월~2002년 3월 : ㈜씨엔테크 <주관심분야 : 의료영상시스템, 영상처리>



李恒魯(正會員)

2002년 2월 : 경희대학교 우주과학과(이학사), 복수전공 한방시스템공학과(공학사). 2003년~현재 : 경희대학교 동서의학대학원 석사과정. <주관심분야 : 의료영상시스템, 영상처리>



李定漢(正會員)

1984년 2월 : 서울시립대 전자공학과 졸업(공학사). 1986년 2월 : 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 졸업(공학석사). 1992년 8월 : 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 졸업(공학박사). 1992년 9월~1994년 8월 : 한국과학기술원 연구원. 1994년 11월~1998년 2월 : 삼성종합기술원 전문연구원. 1998년 3월~현재 : 건국대학교 의학공학부 부교수. <주관심분야 : 의료영상시스템구축, 영상처리, 자기자극등>