

MRI용 초전도 마그네트의 능동차폐 효과

*배준한, 진홍범, 고락길, 권영길, 이언용, 손명환, 백승규, 김해중, 류강식, **이상진
*한국전기연구소 초전도응용연구사업팀
**위덕대학교 전기공학과

Shield Effects of the Actively Shielded Superconducting Magnet for MRI

*J.H. Bae, H.B. Jin, R.K. Koh, E.Y. Y.K. Kwon, Lee, M.H. Sohn, S.K. Baik, H.J. Kim, K.S. Ryu, **S.J. Lee
*Applied Superconductivity Lab., Korea Electrotechnology Research Institute
**Dept. of Electrical Eng, Uiduk Univ.
*baejh@keri.re.kr
**siljee@viro.uiduk.ac.kr

Abstract - The shield effects of the actively shielded superconducting magnet systems for MRI were investigated. The magnetic field was calculated by FEM considering the winding error and the homogeneity of the magnetic field at the 30cm DSV was presented. The 5 gauss stray field line was restricted within 5m from the magnet center.

최근에는 코일의 외부에 초전도 차폐 권선을 배치하여 역자장을 발생시킴으로써 누설자장을 차폐하는 능동차폐 방법이 많이 사용되고 있다.^[4] 이와 같은 자기차폐는 누설자장을 차폐함으로써 전자석 주변에 있는 자성체의 자화에 의해 유입되는 불균일 자장을 감소시킴으로서 전자석의 균일자장을 보호하는 부수적인 효과를 얻을 수도 있다. 이와 같은 이유로 인하여 본 연구에서도 능동차폐 방법을 도입하였고, 유한요소법을 사용하여 제작오차를 고려한 전자장해석을 수행하였다.

1. 서 론

MRI는 그 특성상 높은 자장 및 고균등 자장을 요구하므로 최근에 개발되는 MRI용 전자석은 대부분이 초전도화 하는 경향이 있다. 또한 영구전류스위치를 이용하여 영구전류 모드로 운전하는 경우 시간적으로 안정한 자장을 발생시킬 수 있으므로 MRI용 전자석으로 가장 적합하다고 평가되고 있다.^[1] 한편 전자석의 자장이 커질수록 주위로의 누설자속이 증가하기 때문에 주위 환경에 악영향을 준다. 의료용 장치나 컴퓨터, 자기테이프 등은 자장에 영향을 받기 쉬우며, 특히 심장 보조장치(pacemaker)는 매우 특별한 주의가 필요하다. 이러한 이유로 미국 FDA에서는 MRI실 밖으로의 누설자장을 5 Gauss 이하로 규정하고 있다.^[2] 따라서 MRI용 전자석에는 누설자속에 대한 차폐장치가 필요하다.

자기 차폐의 방법으로는 수동차폐(passive shield)와 능동차폐(active shield)가 있다. 수동차폐 방법은 단위 중량 당 자기차폐 효과가 작고 한번 설치되면 자장강도를 바꿀 수 없으며, 고자장으로 갈수록 차폐가 어려운 반면 능동차폐는 단위 중량 당 자기차폐 효과가 크고 자장강도를 임의로 조정할 수 있으며, 고자장 차폐에 매우 유효한 것으로 알려져 있다.^[3] 이러한 이유로

2. 초전도 MRI 전자석

MRI용 전자석의 가장 기본적인 요건은 촬영 공간 내에서의 균일한 자장의 발생이다. 지금까지 균일자장을 발생시키기 위한 이론 및 방법에 대한 연구가 많은 연구자들에 의해 수행되었으며, 여러 가지 해석적인 방법들이 제안되었다.^[5] 본 연구에서는 코일의 공간적인 위치와 기하학적 형상을 최적화 하는 고차보상 다분할 솔레노이드 방식을 적용하여 주 권선의 외부에 차폐 권선을 배치하여 역자장을 발생시킴으로써 누설자장을 차폐하는, 중심자장이 1.5T인 능동 차폐형 초전도 MRI 전자석을 설계, 제작하였다.

주 권선과 차폐 권선에 대한 설계제원은 표 1 및 표 2와 같으나, 주 권선의 경우 권선할 때 오차가 발생하여 권선 수가 차례대로 948회, 1819회, 4956회, 953회, 1816회, 4956회로 변경되었다. 그림 1은 이렇게 제작된 초전도 MRI 전자석의 주 권선 모습이다. 또한 주 권선의 전류 값은 225A, 차폐 권선의 전류 값이 -225A이며, 사용된 초전도 선재의 지름은 1mm이다.

Table 1. Specification of the main coil

권선기호	권선폭 [mm]	권선두께 [mm]	권선층수	총권선수
M1	45.2	21	21	949
M2	106.4	17	17	1809
M3	235.6	21	21	4948
M1'	45.2	21	21	949
M2'	106.4	17	17	1809
M3'	253.6	21	21	4948

Table 2. Specification of the shield coil

권선기호	권선폭 [mm]	권선두께 [mm]	권선층수	총권선수
S1	131.5	21	21	2762
S1'	131.5	21	21	2762

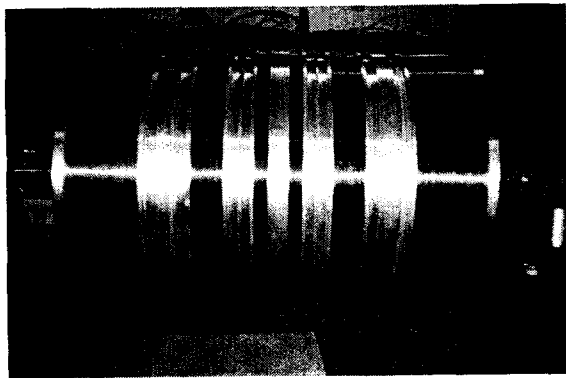


Fig. 1. Main coil of the superconducting MRI magnet

3. 유한요소해석 및 결과

3.1 해석모델

초전도 MRI 전자석은 각각의 원통형 보빈에 주 권선과 차폐 권선, 그리고 그 사이에 축방향 보정 권선이 위치한다. 설계제원을 이용하여 완성된 해석모델이 그림 2이다. 그림에서는 권선할 때 발생하는 오차를 고려할 수 있도록 1/4이 아닌 1/2 축대칭 문제로 설정하였다. 보빈의 재질은 알루미늄이므로 자기 특성은 공기와 같다고 보아 생략할 수 있으나 보빈이 받는 전자력 계산을 위하여 고려해 주었다. 보정 권선의 전류는 주 권선이나 차폐 권선의 전류 값에 비하여 무시할 수 있을 정도로 작지만 역시 전자력 계산을 위하여 보빈을 포함한 보정 권선을 해석영역에 포함시켰다. 전체 해석영역은 차폐 코일에 대한 영향을 관찰하기 위하여 중심으로부터 10m까지로 설정하였다. 또한 가운데의 반원은 해석과는 관계없는 것으로 30cm DSV를 나타낸 것이다. 이는 해석 후 자장균일도를 평가하기 위하여 설정해 놓았다.

설계된 초전도 MRI 전자석은 중심 자장이

1.5T이다. 또한, 미국 FDA에서는 MRI실 밖으로의 누설자장을 5 Gauss 이하로 규정하고 있고, 자장균일도의 경우 ppm 단위로 계산을 해야 하므로 매우 정밀한 계산이 필요하다. 따라서 이러한 충족요건을 만족시키기 위하여 적응유한요소법에 의하여 삼각형 요소를 발생시켰다. 본 연구에서는 영국 Vector Fields사의 2차원 유한요소법 전자장해석 프로그램인 PC-OPERA를 사용하였다.

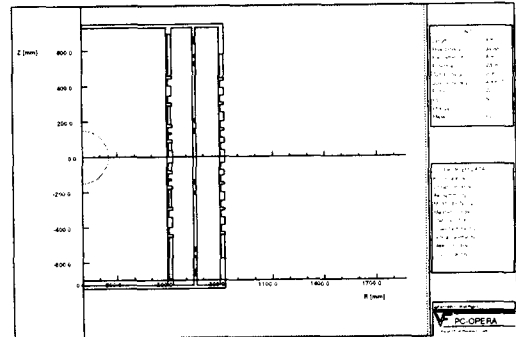


Fig. 2. Model of the superconducting MRI magnet for finite element analysis

3.2 해석결과

그림 3부터 그림 6까지에 해석결과를 나타내었다. 그림 3은 전체 영역에서의 자속밀도 분포를 나타낸 것이다. 주 권선 및 차폐 권선 주변에서는 최대 36973.8 Gauss까지 나타났으며, 자석의 중심에서는 15018.2 Gauss로 설계값보다 18.2 Gauss가 높게 나타났다. 또한 주 권선의 인덕턴스는 116.9H, 차폐 권선의 인덕턴스는 54.5H, 그리고 전체 인덕턴스는 132.3H로 나타났다.

그림 4, 5, 6은 그림 2에 표시된 중앙의 30cm DSV 내에서의 자장균일도를 나타낸 그래프로 자장균일도는 $(B_{max}-B_{min})/B_{center} \cdot 1e6$ 의 식에 의하여 ppm 단위로 계산된다. 그림 4에서는 각각 10cm, 20cm, 30cm DSV의 원주를 따라 값을 표시하였다. 이를 보면 10cm DSV에서는 10ppm, 20cm DSV에서는 35ppm, 그리고 30cm DSV에서는 약 60ppm 이내의 자장균일도를 나타내어, 중심에서 외부로 갈수록 자장균일도가 떨어지는 것을 알 수 있다. 이를 보다 자세하게 검토하기 위하여 그림 5와 그림 6에 30cm DSV 내에서 Z축 및 R축을 따라 자장균일도를 나타내었다. 우선 축방향으로는 60ppm 정도이고, 반지름 방향으로는 6.5ppm 이내로 그림 4에서의 전체적인 자장균일도는 대부분 축방향의 자장균일도에 의한 것임을 알 수 있다. 따라서 자장균일도를 보정해 주기 위해서는 반지름 방향보다는 축방향의 자장을 보정해 주는 것이 효과적이라는 것을 알 수 있다.

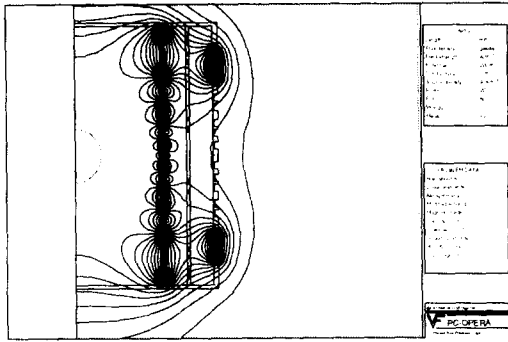


Fig. 3. Contour of magnetic field density(|B|)

권선 오차를 고려한 전자장 해석을 수행하여, 앞의 설계값과 비교하였다. 우선 자속밀도의 최대 값은 36973.8 Gauss에서 37343.9 Gauss로, 그리고 중심에서의 자장 값은 15018.2 Gauss에서 15075.7 Gauss로 증가하였다. 그림 7과 그림 8에 권선오차를 고려했을 때 30cm DSV 내에서의 자장균일도를 표시하였다. 이 경우 자장균일도는 약 120ppm으로 설계값으로 해석했을 경우의 60ppm 보다 2배로 악화된 것을 확인할 수 있었다. 하지만 일반적으로 자장균일도가 200ppm 이내면 보정 권선으로 보정이 가능한 것으로 알려져 있다. 따라서 제작값을 수정하지 않고 실험시 보정 권선을 이용하여 자장균일도를 향상시킬 수 있다고 판단된다.

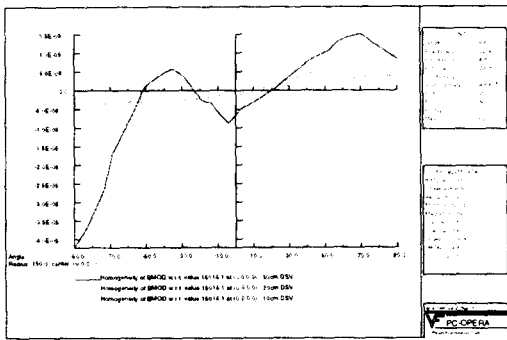


Fig. 4. Graph of homogeneity within the 30cm DSV

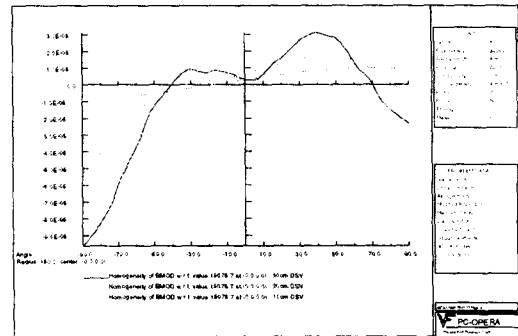


Fig. 7. Graph of homogeneity within the 30cm DSV considering the winding error

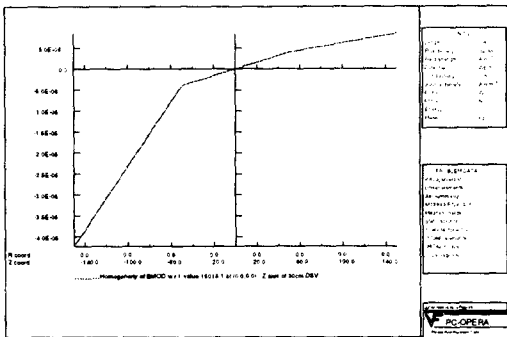


Fig. 5. Graph of homogeneity at the Z axis of center sphere

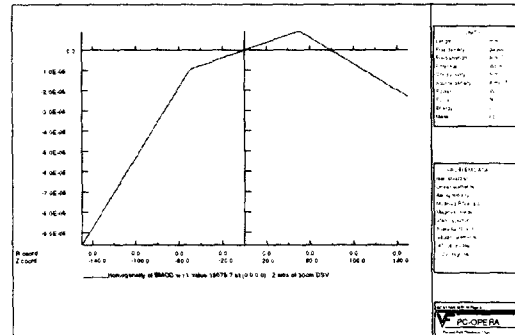


Fig. 8. Graph of homogeneity at the Z axis of center sphere (winding error)

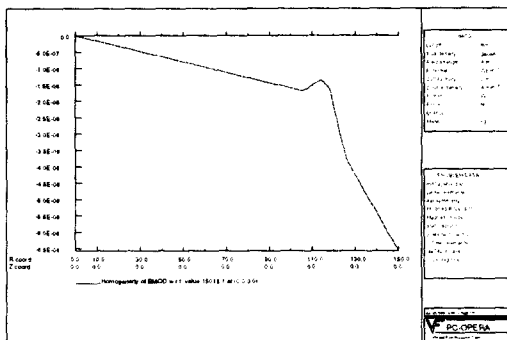


Fig. 6. Graph of homogeneity at the R axis of center sphere

3.3 차폐효과

그림 9는 차폐 권선이 있을 때의 자속선 형태로, 차폐 권선에 의하여 자속선이 멀리 퍼지지 않는다는 것을 확인할 수 있다. 그림 10은 차폐 권선을 설치하지 않았을 때의 자속선의 형태로 이와 비교하면 그 차이를 명백히 알 수 있다. 차폐 권선에 의한 영향을 좀 더 알아보기 위하여 FDA에서 규정하고 있는 5 Gauss 라인이 어디에 위치하는지를 그림 11에 나타내었다. 이는 전체 해석영역에서 5G 라인을 표시한 것으로 반

지름 방향으로 4m 외부의 자장 값이, 그리고 축 방향으로 5m 외부의 자장 값이 5G 보다 작다는 것을 의미한다. 그림 12의 차폐 권선이 없을 때는 중앙에서 10m 밖에 5G 라인이 형성되는 것과 비교해 보면 차폐 권선의 영향을 쉽게 짐작할 수 있다. 또한 차폐 권선은 역으로 주변에 있는 자성체의 자화에 의해 유입되는 불균일 자장을 감소시킴으로서 전자석의 균일자장을 보호하는 부수적인 효과를 얻게 해준다.

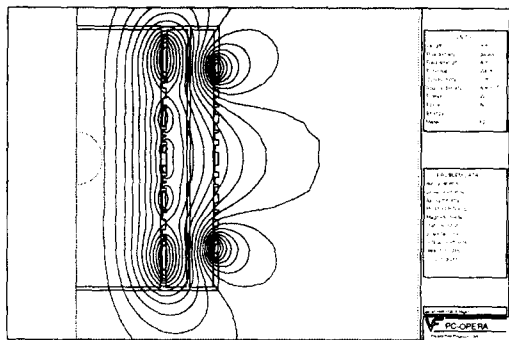


Fig. 9. Flux lines of the magnet for MRI with shielding coil

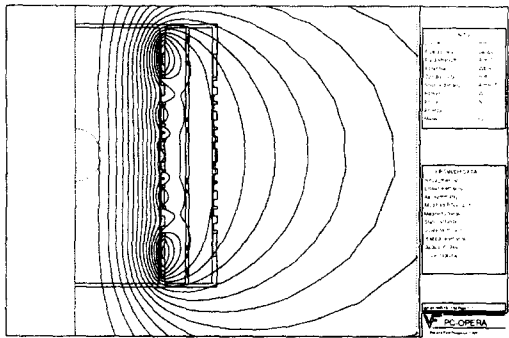


Fig. 10. Flux lines of the magnet for MRI without shielding coil

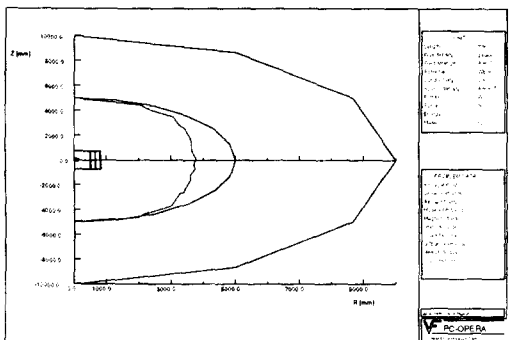


Fig. 11. 5 Gauss line near the magnet for MRI with shielding coil

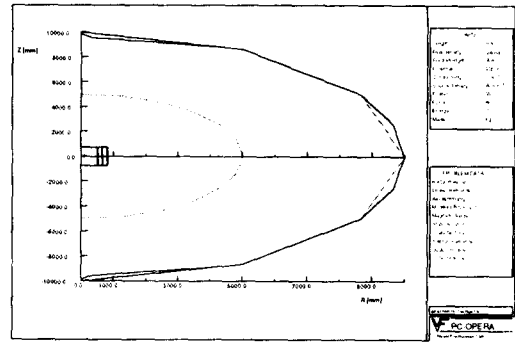


Fig. 12. 5 Gauss line near the magnet for MRI without shielding coil

4. 결 론

차폐 권선이 있는 MRI용 초전도 마그네트의 차폐 효과를 알아보았다. 권선 오차를 고려할 경우 자장균일도가 60ppm에서 120ppm으로 악화되었으나, 200ppm 이내이므로 제작 후 보정 권선의 전류 값을 변화시켜 보정할 수 있음을 확인하였다. 또한, 5 Gauss 라인이 반지름 방향으로 4m, 축방향으로는 5m 이내에 형성된다는 것을 알았다.

[참 고 문 헌]

- [1] D. G. Hawsworth, "Superconducting Magnet Systems for MRI", International Symposium on New Development in Applied Superconductivity, pp.731-737, 1988
- [2] D. G. Hawsworth, "Development of Superconducting Magnet Systems for MRI", Advances in Cryogenic Engineering, Vol.35, pp.529-538, 1990
- [3] M. D. Ogle, et al., "Design Optimization Method for a Ferromagnetically Self-Shield MR Magnet", IEEE Transactions on Magnetics, Vol.27, No.2, pp.1685-1688, 1991
- [4] D. G. Hawsworth, et al., "Considerations in the Design of MRI Magnets with Reduced Stray Fields", IEEE Transactions on Magnetics, Vol.23, No.2, pp.1309-1314, 1987
- [5] 진홍범, "능동 차폐형 초전도 MRI 마그네트의 설계 및 제작에 관한 연구", 성균관대학교 박사학위논문, 1996