

중자장급 보급형 국산 초전도 MRI 마그네트 개발

배준한, 고락길, 심기덕, 진홍범, 조전욱, 이언용, 권영길, 류강식  
한국전기연구원

The Development of Popular type Domestic Superconducting MRI Magnet with Middle Magnetic Field Range

J. H. Bae, R. K. Ko, K. D. Sim, H. B. Jin, J. W. Cho, E. Y. Lee,  
Y. K. Kwon, K. S. Ryu

**Abstract** - The research results on the superconducting magnet for whole body MRI are presented. The magnet consists of main coil with 6 solenoid coils, shielding coil with 2 solenoid coils and 6 sets of cryogenic shim coil.

The ferromagnetic shim assembly is installed on the inside wall of the room temperature bore for shimming inhomogeneous field components generated due to manufacturing tolerances, installation misalignments and external ferromagnetic materials near the magnet.

Also, the magnet is enclosed with the horizontal type cryostat with 80cm room temperature bore to keep the magnet under the operating temperature. The magnetic field distributions within the imaging volume were measured by the NMR field mapping system.

Through the test, the central field of magnet was 1.5 Tesla and the field homogeneity of 9.3 ppm has been obtained on 40cm DSV(the diameter of spherical volume) and using this magnet, comparatively good images for human body, fruits and water phantoms have been achieved.

생하는 요소로서 6개의 분할 coil로 구성되며, 8차까지의 불균일 자장성분을 제거하도록 최적설계 되었다. active shim coil은 제작오차로 인해 발생한 자장불균일을 보정하기 위한 요소로서  $z^1$ ,  $z^2$ 의 axial shim과 x,y,xz,yz의 radial shim으로 구성된다.

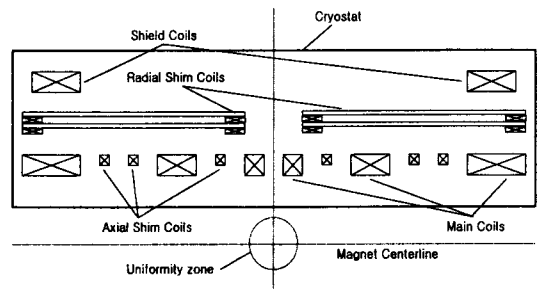


그림.1 초전도 MRI 마그네트의 단면도

1. 서 론

MRI는 지난 15년 동안 의료분야에서 중요한 영상진단 장치로 널리 사용되어져 왔다[1][2], MRI로부터 양질의 영상을 얻거나 짧은 시간 내에 많은 영상을 얻기 위해서는 영상획득신호의 S/N 비를 최대한 높여야 하며, 이것은 일정공간 내에 매우 균일하고 강력한 자장을 발생시킬 수 있는 초전도 마그네트를 사용해야만 가능하다[3]. 선진국에서는 일찍부터 초전도 MRI 마그네트의 고부가가치를 인식하여 독자적인 개발에 착수하여 85년부터 시판하고 있으며, 현재는 영국, 미국, 일본들만이 전세계시장의 80%이상을 독점하고 있다. 국내의 경우 MRI는 전량 수입에 의존하고 있고, 수입의료기 중 12%를 차지하고 있으며, MRI 가격의 초전도 마그네트가 50%이상을 차지하고 있어 국산화가 시급한 실정이다,

따라서, 본 논문에서는 MRI의 보급확대를 통한 대국민 의복지수준 향상과 무역수지 획기적 개선을 목적으로 국가적 차원에서 지난 2년간에 걸쳐 한국전기연구원에서 개발에 성공한 한국형 초전도 MRI 마그네트의 개발과정과 그 우수한 성과를 소개하고자 한다.

2. 설계 및 제작

2.1 설계

그림 1은 개발된 초전도 MRI 마그네트의 단면도이다. 마그네트는 main coil, shielding coil, active shim coil, ferromagnetic shim로 구성되어 있다.

Main coil은 일정공간 내에 매우 균일한 강자장을 발

Shielding coil은 일정거리 내의 누설자장을 5 gauss 이하로 제한하기 위한 요소로서 2개의 분할 coil로 구성된다. 또한, active shim coil로 자장보정 후에도 원하는 자장균일도가 얻어지지 않는 경우 방향성의 규소강판을 이용한 ferromagnetic shim로 자장보정을 하여 최종 목표에 도달하도록 한다. 이 장치는 상온보아의 내벽에 24개의 draw가 15도 간격으로 원주형태로 배치되며, 각 draw에는 30장까지의 규소강판을 삽입할 수 있는 24개의 pocket을 가지고 있다. 표 1은 설계된 초전도 MRI 마그네트의 주요사양으로서 중심자장은 1.5Tesla이며, 설계상 자장균일도는 40cm DSV에서 8ppm이다.

표 1. 초전도 MRI 마그네트의 주요 설계 사양

|                             |               |
|-----------------------------|---------------|
| Operating Current           | 230A          |
| Central Field               | 1.5Tesla      |
| Field Homogeneity           | 8ppm/40cm DSV |
| Inductance                  | 114H          |
| Stored Energy               | 3MJ           |
| Field drift in steady state | 0.02ppm/hr    |

2.2 제작

초전도선이 권선되는 보빈은 열전도 특성이 우수하고, 경량의 6061계의 알루미늄을 사용하였으며, 조직의 치밀도가 높은 단조로 보빈을 제작하여 우수한 가공성을 갖도록 하였다.

각 coil들은 용도에 맞게 제작된 보빈 위에 권선되며 층간 절연 및 여자서 초전도선의 움직임에 의한 조기 퀵치를 방지하기 위해서 매 층마다 에폭시 절연 시트를 삽

입하였고, 권선완료 후에는 구리선으로 2층 정도 감아서 전자기력에 의한 초전도선의 움직임을 최대한 억제하였다.

또한, 초전도 MRI 마그네트는 운전시 자장의 안정도를 높이고, 외부 열침입에 의한 극저온 냉매의 손실을 제거하기 위해서 PCS(초전도 영구전류 스위치)와 병렬로 연결되어 운전된다. 본 연구에서도 CuNi/NbTi로 구성된 초전도선을 이용하여 무유도 형태로 PCS를 제작하였다. PCS는 열적트리거 방식으로서 중앙에 크롬과 니켈로 구성된 극저온 히터선을 감고, 여기에 100mA의 전류를 인가하여 초전도선을 일시적으로 퀘칭시키거나 전류를 제거하여 초전도선을 회복시키면서 ON/OFF 특성을 갖도록 하였다. 제작된 PCS는 자체 개발한 압착식 초전도접합 방법을 이용하여 초전도 MRI 마그네트와 병렬로 연결하였다. 표 2는 사용된 초전도선의 사양이며, 그림 2와 3은 제작된 main coil과 shielding coil이며, 그림 4는 이들을 조립하여 완성된 초전도 MRI 마그네트의 모습이다.

표 2. 초전도 선재의 주요사양

| Composition                       | NbTi/Cu |
|-----------------------------------|---------|
| Cu/SC ratio                       | 6.6     |
| Diameter of the conductor         | 1.0mm   |
| Diameter of the filament          | 50μm    |
| Number of filaments               | 28      |
| Effective length of the conductor | 7,500m  |
| Critical current (at 4.2K, 2T)    | 370A    |

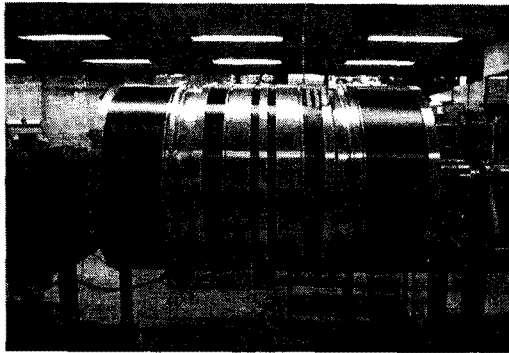


그림. 2 제작된 main coil



그림. 3 제작된 shielding coil

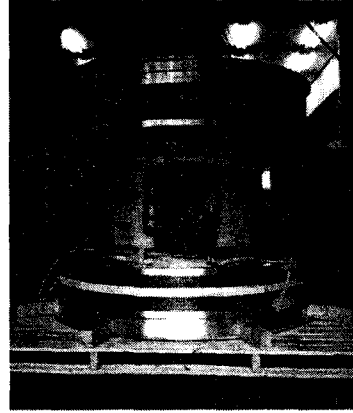


그림. 4 조립된 초전도 MRI 마그네트

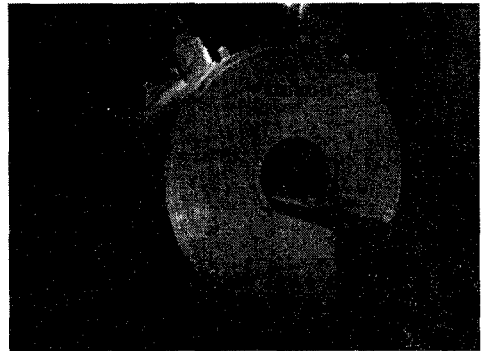


그림. 5 최종 완성된 초전도 MRI 마그네트

조립된 마그네트는 동작온도 이하에서 운전되도록 80cm의 상온보야를 갖는 cryostat와 결합된다. cryostat는 2300리터의 액체헬륨을 저장할 수 있는 헬륨조와 외부에서 헬륨조로의 열침입량을 최소화하기 위하여 20K, 40K의 열차폐층과  $10^{-7}$  torr 이하의 고진공을 유지하는 진공층으로 구성되어 있다. 또한, 극저온 냉매 혹은 전원을 공급하거나 배출하고, 각종 전기/압력 신호 검출할 수 있는 access port와 열차폐판을 냉각하는 2단 극저온 냉동기가 설치되어 있다. 제작된 cryostat의 크기는 2m(너비)×2m(길이)×2.3m(높이)이며, 총 중량은 4819kg이다. 그림 5는 최종 완성된 초전도 MRI 마그네트 시스템의 외관이다.

### 3. 성능시험 및 결과고찰

제작된 초전도 MRI 마그네트의 성능을 평가하기 위해서 특성시험이 수행되었다. 먼저, cryostat를 15일 동안 터보분자 펌프를 이용하여  $10^{-5}$  torr까지 진공배기 하였다. 다음으로 냉동기를 동작시키고, 120시간동안 액체질소를 헬륨조에 주입하여 80K까지 cryostat를 예냉하였다. 그 후 짧은 시간동안 상온 헬륨가스를 이용하여 purging후에 액체헬륨을 주입하여 초전도 마그네트의 온도를 4.2K이하로 냉각하였다.

냉각이 완료된 이후, PCS를 퀘칭시키고, 초전도 마그네트를 1.5Tesla까지 여자하였고, 마그네트가 목표자장까지 도달한 다음에는 PCS를 회복시켜서 초전도 마그네트가 영구전류모드로 운전하도록 하였다. 그림 6은 마그네트의 중심자장과 자장균일도를 측정하기 위해서 설치된 NMR field mapping 시스템의 구성도이다. 이 장치는

10<sup>-7</sup> 정도의 정밀도와 0.7~2.1 Tesla의 자장측정영역을 가지는 센서가 나선형태로 움직이면서 252개의 측정점의 자장값을 읽어들이고, 이들을 자체 보유하고 있는 자장 분석기를 통해 성분을 분석하고, 자장보정을 위해 각 active shim coil에 공급해야 할 전류값을 출력한다.

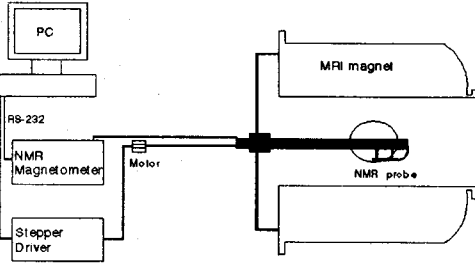


그림. 6 NMR field mapping system

그림 7은 보정전에 40cm DSV에 대해 측정된 자장분포이다. 출력된 파형은 중심자장과 40cm DSV 상의 자장의 편차를 수소원자의 공명주파수(64MHz)를 기준으로 주파수 영역으로 환산하여 표기한 것이다. 최대자장편차는 18845 Hz로 측정되었고, 이를 자장영역으로 환산하면 자장균일도는 406ppm된다. 이처럼 자장균일도가 설계치보다 크게 나타나 이유는 서두에서도 언급한 바와 같이 제작상의 오차나 마그네트 주변의 자성체에 의한 2차 유도자장에 의한 것으로 판단된다. 이러한 불균일한 자장분포를 교정하기 위하여 active shim과 ferromagnetic shim을 이용한 보정과정을 수행하였다

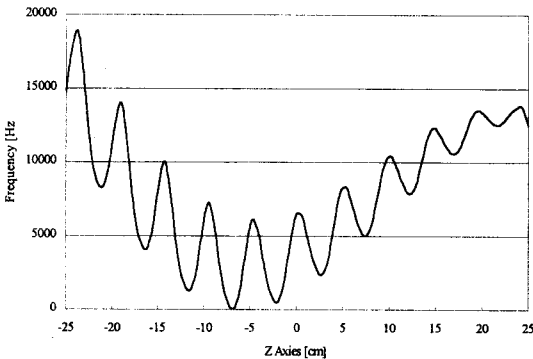


그림. 7 자장보정전의 자장분포

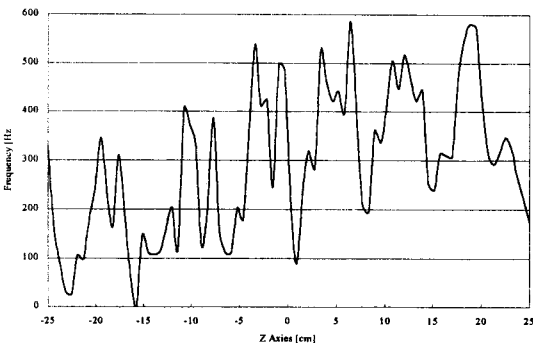
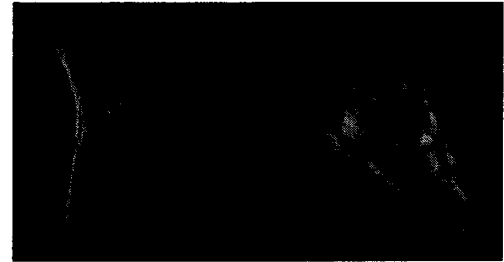


그림. 8 자장보정후의 자장분포

그림 8은 자장보정 완료후의 자장분포를 나타낸다. 동일한 40cm DSV에 대해서 보정전의 자장균일도에 비해 45배 향상된 9.3ppm의 자장균일도가 얻어졌다. 또한, 자장의 안정도를 측정하기 위해서 마그네트의 중심에서 field draft test를 수행한 결과, 초기자장감쇠가 일어난 이후 0.02ppm/시간 이하의 자장감쇠율을 보였다. 이 값은 기존의 상용 초전도 마그네트에 비해 5배정도 향상된 것이다. 그림 9에서 그림 11까지는 개발된 초전도 MRI 마그네트를 이용하여 획득된 인체, 과일 및 팬텀의 영상들이다. 그림 통해 알 수 있듯이 비교적 우수한 양질의 영상들이 얻어진 것을 볼 수 있다.



a) 두뇌의 횡단면 및 종단면



b) 무릎 및 발

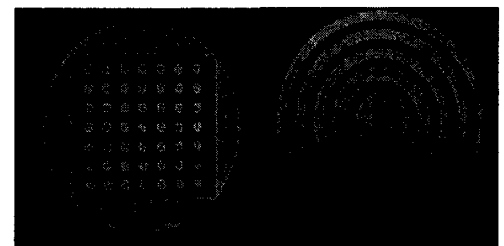
그림. 9 인체의 단층영상



a) 멜론

b) 자몽

Fig. 10 각종 과일의 단층영상



a) 격자형 팬텀

b) 동심형 팬텀

그림. 11 각종 팬텀의 단층영상

#### 4. 결 론

1.5tesla급 전신촬영용 초전도 MRI 마그네트를 개발하여 성공적인 시험결과를 얻었다. 개발된 마그네트의 자장균일도는 0.02ppm/시간 이하이고, 보정후의 자장균일도는 40cm DSV에 대해서 9.3ppm으로 얻어졌다. 또한, 개발된 마그네트를 이용하여 인체, 과일 및 팬텀에 대한 영상시험을 수행한 결과 비교적 우수한 양질의 화상을 얻었다. 그러나, 본 연구는 단지 초전도 MRI 마그네트 개발에 초점을 두어 진행되었기 때문에 영상시험에 필요한 모든 제반 여건을 갖추지 못하였다. 따라서, 본 연구에서 개발된 마그네트를 우수한 영상측정환경에서 영상시험이 진행된다면 상용수준의 양질의 화상을 얻을 수 있을 것으로 판단되며, 본 연구에서 개발된 요소기술들은 차기 연구인 고자장 MRI 초전도 마그네트 개발의 기반기술로 사용될 것이다.

#### 감사의 글

본 연구는 보건복지부에서 시행한 선도기술·의료공학 기술개발 사업에 의하여 지원되었으며, 이에 감사 드립니다.

#### [참 고 문 헌]

- [1] Bu-Xin Xu, S. Schnurer, K. Obasih, M.Mruzek, O. Ige, R. Lochner, J. Helbing and D. Mantone, "A Cryogen-free Superconducting Magnet with 95cm Warm Bore for Whole Body MRI", IEEE Trans. Magn., Vol. 32, No. 4, pp. 2637-2639, July, 1996
- [2] G. Morrow, "Progress in MRI Magnets", IEEE Trans. On Applied Superconductivity., Vol. 10, No. 1, pp. 744-751, March, 2000
- [3] R. Morad and A. Palkovich, "The Design and Use of Secondary Shielding in MRI System Experience from 4 Years of Operation", IEEE Trans. Magn., Vol. 24, No. 2, pp. 1288-1291, March, 1988
- [4] 한국전기연구원, 보건복지부. "G7의료공학 연구개발사업 고자장 자기공명영상 장치 및 초전도자석 개발(2차년도 연차실적·계획서)", 2000