

68 cm 상온 보어를 갖는 MRI용 초전도마그네트에 관한 연구

진 흥범, 오 봉환, 조 전욱, 오 상수, 권 영길, 하 동우, 이 언용, 김 해중,
김 옥곤, 최 병주, 류 강식
한국전기연구소 초전도응용연구사업팀

The Study on the Superconducting MRI Magnet of 68 cm in Room Temperature Bore

H.B. Jin, B.H. Oh, J.W. Cho, S.S. Oh, Y.K. Kwon, D.W. Ha, E.Y. Lee, H.J. Kim,
O.K. Kim, B.J. Choi, and K.S. Ryu
Applied Superconductivity Laboratory, Korea Electrotechnology Research Institute

ABSTRACT

In this paper, we present the main research results on the 2 Tesla class - superconducting MRI magnet which we have developed. Multi section type superconducting MRI main coil and various superconducting shims were designed and fabricated for obtaining the high field homogeneity, which is requested in the MR imaging. After assembling the magnet with room temperature bore cryostat, field homogeneity has been measured and analyzed by NMR field mapping system. According to this, field homogeneity of 22 ppm / 30 cm dsv was confirmed.

서 론

의료진단용 초전도MRI-CT가 최근에 국내의 병원에도 많이 보급되고 있으나 대부분 외국에서 수입되는 제품으로 국산화의 필요성이 대두되고 있다.

MRI-CT는 주요 구성으로 원자핵의 스핀을 배열시키기 위한 정자장 발생과 관련되는 초전도 마그네트 부분과 자기공명신호의 취득과 이미징에 관계되는 컴퓨터 CT(Computer Tomography)부분으로 크게 나눌 수 있다. CT기술은 지금까지 국내에서도 기술 개발에 성공하여 외국에서 수입한 초전도마그네트를 이용한 MRI-CT가 시판된 적도 있으나 MRI용 초전도 마그네트가 개발된 적은 없었다.

MRI-CT는 초전도 마그네트 기술이 적용됨으로써 자장의 강도에 비례한 화상의 질이 향상되고 있으며, 암 예방등에 대한 국민적 관심이 높아지면서 앞으로 그 수요가 대폭 늘어 날 것으로 기대되고 있다.

초전도 MRI 마그네트는 인체가 수평으로 입·출입할 수 있는 상온 공간에서 정자장을 발생시키는 도구로서 발생된 자장의 균등도와 안정도가 상당히 높아야 한다. 또한 초전도 마그네트를 극저온상태에서 운전하기 위하여는 cryostat가 필요한데 cryostat는 상온 공간을 내부에서 수평으로 관통하는 구조를 가져야 하고 장시간 운전을 위해서는 헬륨 소모량을 최소화시켜야 한다. 저자들은 국내에서는 최초로 MRI용 초전도 마그네트를 개발하는 프로젝트를 수행하고 있으며 지금까지 MRI용 초전도선재에서 마그네트 시스템[1,2,3]까지 연구 개발하고 있으며 여러 대의 마그네트 시작품을 제작하여 평가하는데 성공하였다. 본 연구에서는 저자들이 두뇌의 단층 촬영용으로 개발한 MRI용 초전도 마그네트에

대한 설계, 제작, 평가와 관련한 공학적인 연구 결과를 요약하여 기술한다.

MRI 코일의 설계·제작

본 연구에서 제작하고자 하는 MRI 마그네트는 두뇌의 단층 촬영공간(약30cm 직경의 구)에서 고균일한 자장을 발생해야 하기 때문에 무엇보다도 대공간에서 자장의 균일도를 높이기 위한 설계 및 제작기술이 필요하다. 본 마그네트의 설계에서는 누설자장의 차폐를 고려하지 않았으며, 중심자장은 2 Tesla로 설정하였다. 마그네트의 구성은 고균일한 자장을 발생하는 5분할 구조의 주 코일과 제작 후에 발생하는 불균일 자장성분을 보정하기 위한 Z^1 , Z^2 , Z^3 , Z^4 항의 axial shim코일 및 X, Y, XZ, YZ, X^2-Y^2 , XY 항의 radial shim 코일 그리고 영구전류 모드 운전용의 영구전류 스위치로 이루어진다.

주 코일의 설계에서는 내반경을 45cm, 외반경을 48cm, 길이를 140cm로 설정하고 코일을 20개의 전류요소(current element)로 분할한 후, 요소수를 최소화하기 위해 목적함수로서 각 요소전류의 절대치의 총합을 설정하고, 선형 최적화 프로그램을 적용하여 초기형상을 산출하였다. 중심공간에서 자장균일도를 높이고, 목표하려는 중심자장을 발생시키기 위한 등호 제약조건

$$\sum_{k=1}^{20} q_2^k = \sum_{k=1}^{20} q_4^k = \sum_{k=1}^{20} q_6^k = \sum_{k=1}^{20} q_8^k = 0 \quad (1)$$

$$B_z(0,0) = 2 \text{ Tesla} \quad (2)$$

하에서 다음의 요소전류를 설계변수로 하여

$$0 \leq I_1 \sim I_{20} \leq 180 \text{ ampere}$$

목적함수 $\sum_{k=1}^{20} |I_k|$ 를 최소화한 후, 코일의 초기형

상을 5개의 섹션(section)으로 결정하였다. 이와같이 구한 초기형상을 초기치로 입력하고, 비선형 최적화 프로그램을 이용하여 코일의 기하학적인 형상과 위치를 최적화 하였다. 형상 최적화에서는 주 코일의 동작전류를 180 A로, 그리고 내반경을 45cm로 고정 한 상태에서 각 섹션의 외반경, 길이 및 중심으로부터 좌측단까지의 거리를 설계변수로 하였다. 선재 소요량을 최소화하기 위하여 목적함수로서 총 선재 길이를 설정하고 자장 균일도 및 중심자장에 대한 제약조건을 설정하였다. 또한 구해진 최적 형상과 위치가 실제적으로 제작 불가능한 형상이 되지 않도록 설계변수에도 단순 제약조건을 주었다. 8차까지의 axial harmonics 성분을 상쇄시키고 원하는 중심자장을 발생시키기 위한 등호제약조건 하에서 사용되는 총 선재길이

$$\sum_{k=1}^5 \pi \cdot Td \cdot [R_2(k)^2 - R_1(k)^2] \cdot L(k) \quad (3)$$

를 최소화하였다. 여기서 $R_1(k)$, $R_2(k)$, $L(k)$ 는 각 섹션의 내반경, 외반경 및 길이 이며, Td 는 권선밀도(권선수 / cm^2), $X(i)$ 는 설계변수이다. 표1에는 설계한 주코일의 사양을 나타내었다. 자장균등도는 0.5ppm/30 cm dsv이며 코일 내 최대 자속밀도는 3.96 Tesla, 저장에너지는 2.3 MJ이다.

표 1 주코일의 설계사양
Table 1 Design parameters of main coil

| | |
|--------------|---|
| 동작전류 | 180 A |
| 중심 자속밀도 | 2 Tesla |
| 자장 균일도 | 0.5 ppm/30cm DSV |
| 코일 내 최대 자속밀도 | 3.96 Tesla |
| 선재사양 | 직경 : 1 mm |
| | $I_c = 297 \text{ A at } 4 \text{ Tesla}$ |
| 권선밀도 | 100 turns/ cm^2 |
| 권선수 | 16503 |
| 선재길이 | 48 km |
| 인덕턴스 | 140 Henry |
| 저장에너지 | 2.3 MJ |

큰 공간에서 고균일한 자장분포를 형성하기 위해서는 제작오차 및 주위자성체의 자화에 의해 유입되는 불균일 자장 성분을 상쇄시켜주는 shim 코일이 필수적이다. 본 연구에서는 Z^1, Z^2, Z^3, Z^4 항의 axial shim코일과 X, Y, XZ, YZ, X^2-Y^2 , XY 항의 radial shim 코일을 설계하였다. shim 코일은 주코일의 외부에 설치되며, shim 코일의 발생 gradient를 크게하고 영구전류모드로 운전함으로써 자장안

정도를 높일 수 있는 초전도 방식으로 설계하였다.

그림 1은 설계한 head scan용 초전도 MRI 마그네트의 개략 단면도이며, 주코일과 axial shim 코일 및 radial shim 코일의 조립은 1차적으로 상·하 plate를 이용하여 조립하며, 2차적으로 횡동 support bar에 의해 보강하는 구조로 설계하였다. 각부분의 조립에 사용하는 볼트·너트는 자화에 의한 불균일 자장의 발생을 최소화 하기 위하여 비자성체인 황동으로 제작하였다. 마그네트의 보빈은 저온특성이 우수한 GFRP(Glass Fiber Reinforced Plastic)으로 제작·가공하였다. 주 코일과 axial shim 코일의 권선은 직경 1mm의 초전도 선재를 이용하여 권선하였으며, radial shim 코일은 권선틀을 이용하여 사각형 형태로 권선하였다. 사각형 형태로 권선한 각각의 radial shim 코일을 radial shim 코일 보빈의 외주에 saddle 형태로 조립함으로써 radial shim 코일을 완성하였다.

본 연구에서 제작한 head scan용 MRI 마그네트는 열침입에 의한 액체헬륨의 손실을 최소화 하고 시간적으로 안정한 자장을 발생시키기 위하여 영구전류모드로 운전된다. 영구전류모드의 운전을 위한 영구전류 스위치는 주 코일용 1개, axial shim 코일용 4개 그리고 radial shim 코일용으로 6개를 제작하였다. 영구전류 스위치는 히터의 열에 의해 on-off 되는 열트리거 방식으로 설계하였으며, 초전도 선재를 무유도방식으로 권선하여 제작하였다.

Cryostat의 설계·제작

본 연구에서 제작한 cryostat는 상용화목적의 고효율 MRI용 cryostat의 전단계에서 초전도마그네트의 실험의 편의성을 고려하는 측면에서 극저온 냉동기가 부착되지 않고 액체질소조를 설치하여 비교적 장시간(30일 이상) 운전할 수 있는 연구 목적으로 cryostat를 설계·제작하였다. 그림 2에는 초전도 코일을 장착한 cryostat의 사진을 나타낸다.

Cryostat 내부에는 초전도 코일을 지지하고 액체헬륨조의 내용으로 사용되는 직경 820mm의 SUS316 tube를 내장하고, 상온의 실험구간을 확보하기 위한 내경 700mm인 GFRP 사이에 40K 알루미늄 열차폐판과 superinsulation 및 77K 열차폐판과 superinsulation을 내장하였다. superinsulation은 각각 20매정도를 설치하여 복사열에 의한 열침입을 1/5정도로 감소시킬 수 있도록하였다.

마그네트 보아내에 설치되는 열차폐판, 헬륨조내통, 상온보아튜브등은 gradient coil이 펄스적으로 운전될 때 유도기전력에 의한 eddy current를 최대 로 억제할 수 있는 형상과 재질을 선택하여야 하는데, 이와 같이 헬륨조 내통, 열차폐판, 상온보아튜브에서 발생하는 eddy current는 gradient coil에서 발생하는 펄스파형을 변형시켜 화상의 질에 직접적인 영향을 미칠 뿐만 아니라, eddy current로 발생하는 열에 의하여 액체헬륨의 소모에도 직접적인 영향을 미친다. 본 cryostat의 상온보아튜브는 유도기전력의 영향을 전혀 받지 않는 GFRP(G10)를 사용하였으며, 열차폐판으로는 알루미늄을 사용하였다. 본 cryostat의 실험목적은 사람의 두뇌부를 촬영할 수 있는 자장공간을 확보하는 것으로서 기존의 상용화

된 head scan용 MRI-CT의 상온보아가 68 cm인 점을 감안할 때 기존제품보다는 약 20mm정도 크게 제작되어 여러 가지 형태의 Gradient coil을 설치할 수 있어 실험의 폭을 넓힐 수 있을 것으로 판단된다. 전체적인 cryostat의 크기는 높이 2760mm, 길이 2300mm, 폭 2340mm로서 상용화된 전신촬영용 MRI-CT와 비슷한 크기를 가진다. 그러나 극저온 냉동기를 부착하여 액체헬륨조를 생략하면, 지지구조, 열차폐판의 구조 및 크기를 축소시킬 수 있음으로 전체적으로 상용제품과 동일한 크기로 제작할 수 있을 것으로 판단된다. 그러나, 극저온 냉동기를 부착하기 위해서는 냉동기 부착시에 나타나는 진동, 냉동기의 cold head와 열차폐판과의 접속 방법, 접합부에서의 열전달 해석등의 사전연구가 선행되어야 한다. 액체헬륨조의 총 액체헬륨내용적은 약 1800리터이고 초전도마그네트 상부면으로 부터의 내용적은 약 600리터로서 설계된 cryostat의 계산상의 액체헬륨소모량이 시간당 약 0.48리터에 해당함으로 1회의 액체헬륨 충전으로 약 50일간의 연속실험이 가능하다. 내통 및 외통의 직경은 각각 820mm, 1640mm이고, 길이는 1600mm이며, 마그네트에 설치되는 보호저항은 access port에 가까운 쪽 측면 플랜지에 설치하였다. 기존의 상용 MRI용 cryostat의 경우는 액체질소 탱크를 내장하거나, 용량이 비교적 큰 냉동기를 설치하여 액체질소조를 생략하는 경우도 있고 양자를 혼용하는 경우도 있다. 액체질소의 용적은 약 950리터이며, 1회충진으로 약 13일간 연속 실험이 가능하다. 상온보아 내측에는 내경 740mm의 알루미늄으로 제작된 열 차폐판을 설치하고, 이 차폐판의 외측에는 20매의 superinsulation을 설치하였다. 최외측 진공용기는 SUS316판을 롤링하여 원통을 만들고 좌우 플랜지는 경판으로 제작하여 진공에 충분히 견디면서 가능한한 무게를 줄일 수 있는 구조로하였다. 또한 내면은 10^{-5} Torr.이상의 진공을 발생시킬 수 있도록 내면을 충분히 다듬질가공하였다. 상용 MRI에서는 마그네트의 여자후 헬륨소모량이 많은 전류도입선을 외부로 인출할 수 있는 착탈식을 사용하여 헬륨의 소모량을 줄이는 방식을 채용하고 있으며, 본 cryostat에서도 main coil여자용 current lead 1조와 shim coil 및 영구전류 스위치 전원 및 히터 전원용 current lead 1조를 각각 착탈식으로 제작하여 설치하며, 착탈식 current lead adapter를 access port하부에 설치하였다. access port외벽 및 각종 signal readout선의 냉각 및 액체헬륨조로의 복사열을 차단하기 위하여 access port에 baffle을 설치하였다.

또한 액체헬륨조와 access port와의 연결부위에는 주립관을 설치하여 열수축량의 차이에서 생기는 thermal stress를 제거할 수 있는 구조로 설계, 제작하였으며, 표 3에 설계, 제작된 cryostat의 주요 사양을 나타내었다.

특성 평가

제작한 마그네트의 성능평가를 위하여 마그네트 중심공간의 자장분포를 측정하였다. 자장분포의 측정은 Resonance Research사의 Mapper를 이용하였다. 그림3에는 본 시험에서 사용한 자장측

정시스템을 나타낸다.

표 3 Cryostat의 주요 사양
Table 3 Main specifications of cryostat

| 항 목 | 단 위 | 사 양 | |
|----------------------------|----------------|-------|------|
| Diameter of Room | mm | 700 | |
| Temperature Bore | | | |
| Outer Diameter of Cryostat | mm | 2340 | |
| Total Length of Cryostat | mm | 2300 | |
| Total Height of Cryostat | mm | 2760 | |
| LHe Tank | Length | mm | 1600 |
| | Outer Diameter | mm | 1640 |
| | Inner Diameter | mm | 820 |
| LN ₂ Tank | Length | mm | 1600 |
| | Outer Diameter | mm | 2000 |
| | Inner Diameter | mm | 1800 |
| 액체헬륨 내용적 | 리터 | 1800 | |
| 액체헬륨 소모량 | 리터/시 | 0.489 | |
| 액체헬륨 재충진시간 | 일 | 51.06 | |
| 액체질소 내용적 | 리터 | 954 | |
| 액체질소 소모량 | 리터/시 | 2.9 | |
| 액체질소 재충진시간 | 일 | 13.7 | |

MRI용 마그네트와 같은 고균일자장 마그네트에서 자장을 정밀하게 측정하기 위해서는 고분해능의 probe를 사용해야 한다. 본 논문에서는 10^{-7} Tesla의 분해능과 0.7 - 2.1 Tesla의 측정범위를 갖는 METROLAB사의 PT2025 NMR Tesla meter를 사용하였다.

구표면 상의 서로 독립적인 측정점에서의 자장측정은 step 모터로 구동되는 mapper가 NMR probe를 구표면 상에서 나선궤도(helical path)를 따라 이동시키면서 최대 252개의 측정점에서 자장값을 읽어들인다.

본 마그네트는 운전전류 180 A에서 2 Tesla의 중심자장을 발생하도록 설계하였으나, 본 시험에서는 1.5 Tesla 까지만 여자하여 자장분포를 측정하였다. 마그네트의 자장측정은 30cm 구표면 상의 서로 독립적인 200개의 측정점에서 측정하였으며, 각 측정점의 좌표와 측정점의 자속밀도 값에 상응하는 프로톤(1H)의 공진주파수를 컴퓨터에 저장하였다. 그림4에는 보정코일로 자장오차를 보정하지 않은 주 코일만의 자장분포를 나타낸다. 그림4는 구표면 상의 각 측정점에서 측정한 주파수와 중심자장에 상응하는 주파수와와의 편차 즉 각지점의 자장값이 중심자장으로부터의 벗어난 편차를 마그네트의 z축상에 투영(projection)시켜서 z축상의 위치의 함수로 나낸 것이다. 중심주파수(64MHz)로 부터의 최대편차는 26000 Hz 임으로 제작한 마그네트의 자장 균일도는 직경

68cm상은 보아를 갖는 MRI 초전도 마그네트에 관한 연구

30cm 구 내에서 $26000/64 \times 10^6 = 406$ ppm 이다.

그림5에는 보정코일을 이용하여 마그네트의 불균일 자장성분을 상쇄시킨 후 측정된 자장분포를 나타낸다. 중심주파수로 부터의 최대편차는 1400 Hz 임으로 보정 후 마그네트의 자장 균일도는 직경 30cm 구 내에서 21.9 ppm 이다. 따라서 자장 균등도는 보정하기 전의 406 ppm에서 보정 후에 21.9 ppm으로 약 19배 향상되었다.

결 론

본 연구에 의하여 국내에서는 최초로 head scan 이 가능한 크기의 MRI용 초전도마그네트를 순수 국내 기술로 개발하는데 성공하였다. 향후 본 연구에서 얻어진 경험과 기술을 바탕으로 실제 상용화급의 전신촬영용 MRI마그네트 시스템을 개발할 예정이며 현재 제작한 MRI마그네트 시작품을 이용하여 실제 자기공명 화상을 얻기위한 computer tomography시험을 수행중에 있다.

참고문헌

- [1] 진홍범,나완수,류강식, "고균등자장 발생용 초전도 마그네트의 설계", 대한전기학회 하계학술대회 논문집 A, pp192-194, 1994.
- [2] 진홍범 외 10명, "Insert dewar를 이용한 초전도 MRI 마그네트의 자장분포 평가", 대한전기학회 하계학술대회 논문집 A, pp137-140, 1995.
- [3] 진홍범,류강식,송준태, "능동차폐형 초전도 MRI 마그네트의 설계", 대한전기학회 논문지 제45권 1호, pp.24-29, 1996.

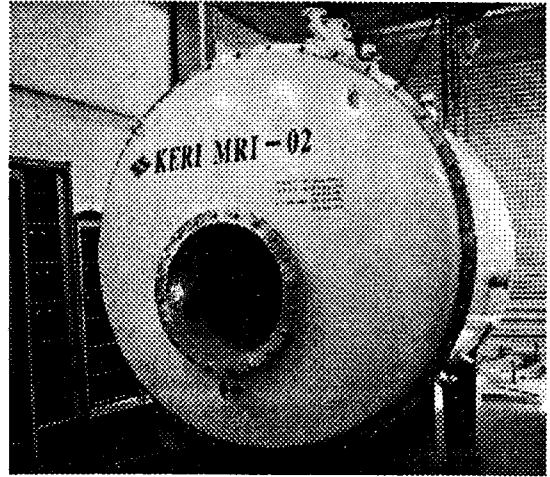


그림2 MRI 마그네트의 사진

Fig. 2 Photograph of MRI magnet

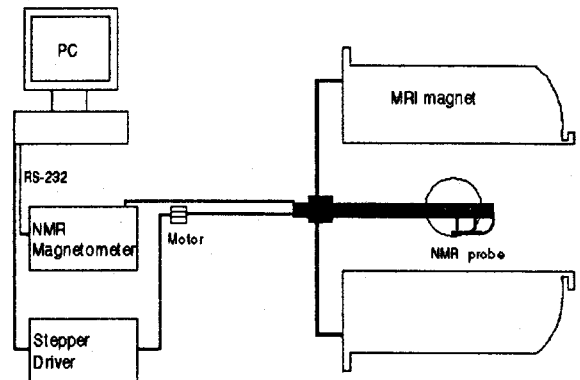


그림3 자장측정 시스템

Fig. 3 Field mapping system

그림1 MRI 마그네트의 개략 단면도

Fig. 1 Schematic diagram of MRI magnet

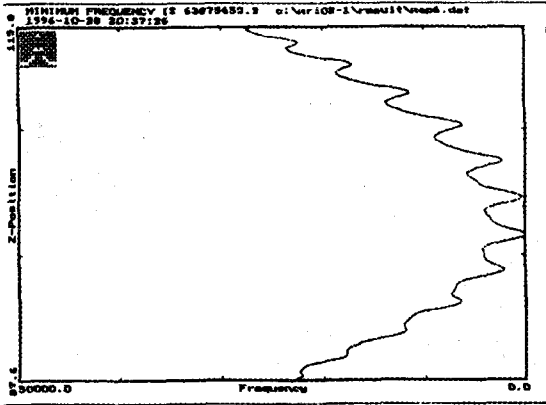


그림4 자장오차를 보정하기 전의 마그네트의 자장분포

Fig. 4 Field distribution of magnet before shimming.

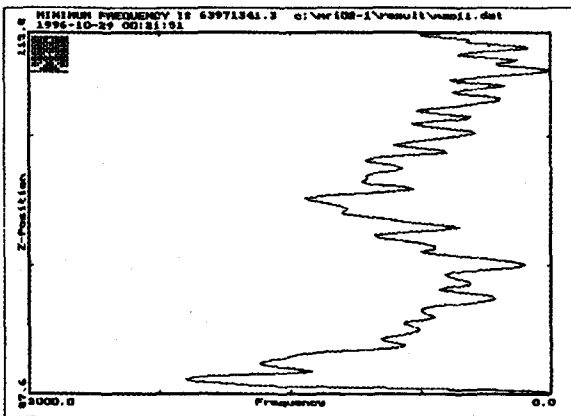


그림5 자장오차를 보정한 후의 마그네트의 자장분포

Fig. 5 Field distribution of magnet after shimming.