

초전도 MRI 마그네트 개발

金 聖 來*, 權 永 吉, 柳 康 植
*(株) CVE, 韓國電氣研究所
超電導應用研究事業팀

I. MRI의 개요

최근 국민 의료복지 수준의 향상 및 첨단 의료 기기를 이용한 정밀 진단과 치료 기술의 보급이 빠른 속도로 진행됨에 따라 첨단 의료기기의 개발은 의료복지 향상 측면에서 뿐만 아니라 향후 미래의 첨단 산업분야로 자리 잡아가고 있음에도 불구하고 국내에서는 상대적으로 의료기 산업이 매우 취약한 기술 기반에 놓여 있는 실정이다. 초전도 마그네트 및 Computer Tomography 기술을 이용한 초전도 자기공명영상 진단기는 의료용 진단 장비로서 국내·외적으로 급속도로 보급이 증가하고 있으나 전량 외국에서 수입하고 있는 실정여서 국산화 개발을 통한 내수의 충족 및 첨단 의료기기의 전략 수출 상품화 개발의 필요성이 더욱 증가되고 있다.

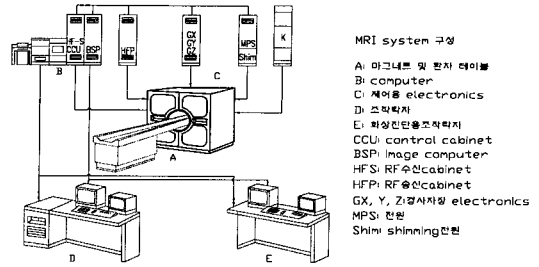
MRI-CT는 주요 구성으로 원자핵의 스핀을 배열시키기 위한 정자장 발생과 관련되는 초전도 마그네트 부분과 자기공명신호의 취득과 imaging에 관계되는 CT 부분으로 크게 나눌 수 있다. CT 기술은 지금까지 국내에서도 기술 개발에 성공하여 외국에서 수입한 초전도 마그네트와 결합하여 MRI-CT가 시판된 적도 있으나 MRI용 초전도 마그네트가 개발된 적은 없었다. MRI-CT에 초전도 마그네트 기술이 적용됨으로써 자장의 강도에 비례한 화상의 질이 향상되고 있으며 암 예방 등에 대한 국민적 관심도가 높아지면서 앞으로 그 수요가 대폭 늘어날 것으로 기대되고 있다.

여기서는 MRI의 일반적인 개요에 대해서 간략히 기술하고 특히 MRI의 핵심 부품인 초전도 마그네트에 대해서 중점적으로 기술하겠다.

1. MRI의 원리

자장이 없는 공간 내에서의 스핀(물질을 구성하고 있는 원자핵에서 양성자의 회전)들은 임의의 방향으로 무질서하게 존재하고 있다. 따라서 이들을 벡터적으로 합하면 서로 상쇄되어 0으로 되어 버린다. 그러나 정자장이 존재하면 이들의 스핀들은 지구의 자장내에서 나침반의 바늘처럼 자장의

방향에 대해 일직선으로 정렬하여 이들을 합하면 자화벡터가 생긴다. 이 벡터는 외부 자장의 세기에 따라 일정한 세차주파수를 가지고 회전하는데 이는 Larmor 방정식 $\omega_0 = \gamma \cdot B_0$ (γ : 원자핵 고유의 자기회전비)를 만족하며 세차한다. 여기에 외부에서 같은 주파수의 고주파자장을 가하면 이들 자화벡터합은 x-y 평면으로 기울어진다. 그 후 외부의 자장을 제거하면 x-y 평면으로 기울어진 벡터는 다시 원래의 상태인 z-축으로 돌아가면서 미약한 에너지가 방출되는데 이 에너지를 신호로 바꾸어 컴퓨터를 이용해 영상화하는 것이다.



〈그림 1〉 MRI 시스템의 주요 구성도

2. MRI의 특징

오늘날 의료진단에서 이용되고 있는 모든 다른 영상법과 마찬가지로 자기공명영상술은 인체의 해부학적 구조와 비전리 자장과의 상호작용을 이용한다. 인체를 손상시키지 않고 인체 내부를 볼 수 있는 방법은 전리 및 비전리 방사선 촬영기법이다. 여기에 속하는 것은 재래식 X-선 촬영술, X-선 투시, 전신화 단층 촬영술, 핵의학 및 초음파 촬영술 등이다.

이와같은 다른 영상 방식과 비교할 때 자기공명 영상술은 다음과 같은 장점을 가지고 있다.

첫째, 장과장의 비전리 방사선을 사용하기 때문에 X-선으로 부터 나오는 방사선 장해가 없다.

둘째, 단일 매개변수가 아닌 T1, T2 및 스핀의 밀도를 사용하기 때문에 해부학적 구조 뿐만 아니라 분자 구조의 구별도 가능하다.

셋째, 한번에 한 단면만을 얻는 X-선 CT와는 달리 시상(sagittal), 관상(coronal) 및 횡단(transverse) 등 세 평면의 입체적 영상이 가능하다.

3. MRI 시스템의 구성

MRI의 일반적인 시스템 구성을 그림 1에 나타내었다. MRI 시스템으로서의 기본 요소는 (1) main 마그네트 시스템(주자장 발생 시스템, 자장 보정 시스템), (2) 검사자장 시스템(Gr 코일 시스템) 및 (3) RF 시스템(RF 코일, 프리 앰프)이다. 또한 MRI 시스템으로서의 그 사용 목적, 성능 레

벨, 설치 조건 등에 의해 자장 강도, 마그네트의 형태가 선택된다.

(1) main 마그네트 시스템

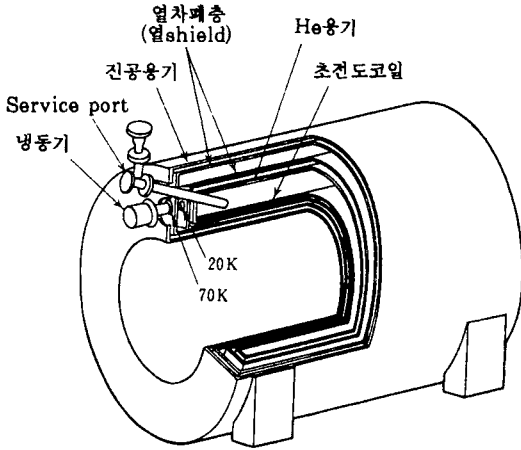
MRI 시스템에서 가장 기본이 되는 장치는 원자핵을 자화시키는 역할을 하는 마그네트이며 주자장을 발생시키는 main 마그네트와 자장의 보정을 해주는 보정코일로 이루어져 있다.

(a) 주코일

주자장을 발생시키는 마그네트로는 영구자석, 상전도 마그네트, 초전도 마그네트의 3종류가 있지만 MRI용 마그네트로서 가장 세계적으로 넓게 이용되고 있는 것이 초전도 마그네트로서 그 기본 구조를 그림 2에 나타내었다. 액체헬륨온도(4.2 K)에 유지된 초전도 코일에 흐르는 영구전류에 의해 자장을 발생시키며 온도적으로 지극히 안정한 상태이고 자장 균일성 및 안정성이 가장 높은 마그네트이다.

(b) 보정코일

고성능 MRI 장치에서는 높은 오차 보정을 하고 있는데 실제로 제작하여 설치하였을 때에는 자석이 자장의 영향으로 주변의 철골, 철근과 같은 자성체가 자화되므로 MRI의 주자장의 균일도가 나빠지기 때문에 이 불균일성을 보정하기 위하여 보정코일을 부착하여 균일성을 보완한다. 이 보정코일에는 원형코일이나 안장형코일이 쓰이고 있는데 원형코일은 z-축 방향의 불균일성을 보정하는데, 안장형코일은 중심축에 수직인 변경방향(x-y 평면)의 불균일성을 보정하는데 쓰인다. 그리고 이들 보정코일은 단독으로 1개가 쓰이는 일이 없고 2종류의 코일을 조합시켜 사용한다.



(그림 2) 초전도 마그네트의 기본 구조

(2) 경사자장 코일(Gr 코일)

Gr 코일은 균일한 주자장 중에 위치하는 것으로 3차원적 위치 정보의 부여, 단면의 선택, 스핀의 반전에 의한 에코 신호의 취득 등을 위해 자장 경사를 주기 위한 것이다. 예를들어 주자장의 방향을 z 방향이라 하면 그 x 방향의 경사자장이라는 것은

$$B_x(x) = G_x \cdot x$$

로 표시된다. G_x 는 x방향 경사자장의 세기를 표시하는 비례상수이다.

경사자장 코일에는 x, y, z의 3방향의 3종류 코일이 있다. 이 3종류의 코일을 여러가지로 조합하여 여자하므로서 인체를 움직이지 않고 임의의 방향으로 영상 단면을 얻을 수 있다.

(3) 고주파 자장용 코일(RF 코일)

촬영의 대상인 피검자에 핵스핀 에너지를 공급하거나 그 핵스핀으로부터 발생하는 에너지를 검출하는 것이 RF 코일이다. 이 부분은 영상의 S/N 비 또는 정량성과 깊은 관계가 있다. 이 RF 코일의 대표적인 형상은 solenoid 형, 안장형, slotted tube resonator 형 그리고 bird cage 형이며, 이들 외에도 표면 코일로 불리는 소형 코일도 있다. 이와 같이 여러가지의 형상이 이용되는 이유는 사용하는 주파수, 대상부위 그리고 정자장 발생용 자석의 형태가 다르고 각각에 대해서 최적이라고 생각되는 형상이 선택되기 때문이다.

MRI에서는 정자장, 경사자장, 고주파 자장이라

(표 1) MRI에서 이용하는 3종류의 자장 비교

자장	주파수(Hz)	강도(Tesla)	안정도(hr ⁻¹)
주자장	직류	0.06~4.0	10 ⁻⁸
경사자장	수10~10수k	수100μ~10수m	10 ⁻⁴
고주파자장	800~170M	수μ~수10μ	10 ⁻⁸

* 1 Tesla = 10,000Gauss(지구의 자장은 대략 0.5Gauss)

고 하는 성질이 현저하게 다른 3종류의 자장이 사용되는데 표 1에 그 3종류의 자장을 비교하였다.

II. MRI의 국내의 기술 개발현황

핵자기공명영상(MRI)기술은 화학과 물리학 분야에서 영상과는 상관 없이 오랫동안 사용되어왔던 핵자기공명(Nuclear Magnetic Resonance, NMR)기술의 임상분야의 응용이라고 할 수 있으며, NMR기술은 1945년 MIT의 Purcell과 Stanford의 Bloch에 의해 각각 독립적으로 발견되었고, 이후 각종 물질의 화학적 구성성분을 분석하는데 유용하게 활용되어오다가 공명주파수는 인가된 자장의 세기에 비례한다는 현상을 발견하고 경사자장을 인가함으로써 NMR신호에서 위치정보를 얻을 수 있는 기법을 발견하게 되어, 1973년 Lauterbur가 NMR분광기를 변형시킨 장치로 물이 채워진 두개의 모세관의 NMR 단면상을 촬영하는 성공하였다. 이것이 최초의 NMR영상이며, 1975년 Damadian이 첫 동물영상을 얻었고, 1978년 처음으로 인체 영상을 얻어낸 이후, 1983년에 임상용의 첫 시제품을 완성하여 FDA의 승인을 얻어 병원에 본격적인 보급이 시작되었으며, 지난 15년간 자기공명영상과학은 사실상 인체의 모든 부위에 이용되는 영상진단 기술로 발전하였다.

현재 임상용의 MRI는 세계 여러 곳의 회사(표2 참조)에서 다양한 제품을 개발·보급하고 있으며, 초창기 0.04~0.2 Tesla의 상전도자석용의 MRI가 보급되었으나, 현재에는 대부분이 0.5~2.0 Tesla 급의 초전도 마그네트용의 MRI가 보급되고 있는

〈표 2〉 MRI의 주요 공급 회사

Asahi, Kyoto, Japan
 Bruker Medizintechnik GmbH, Rheinstetten, W. Germany
 CGR Koch and Sterzel, Essen, W. Germany
 Dasonics Inc., San Francisco, California, U.S.A.
 Elscint Ltd., Haifa, Israel
 Fonar Corp., Melville, New York, U.S.A.
 General Electric Co., Milwaukee, Wisconsin, U.S.A.
 Hitachi Medical Corp., Tokyo, Japan
 Instrumentarium Oy, Helsinki, Finland
 M & D Technology, Aberdeen, Scotland
 Oxford Research Systems, Eindhoven, The Netherlands
 Picker International Inc., Highland Heights, Ohio, U.S.A.
 Sanyo Electrical Medical Co. Ltd., Osaka, Japan
 Shimadzu, Tokyo, Japan
 Siemens Aktiengesellschaft, Erlange, W. Germany
 Tchnicare, Solon, Ohio, U.S.A.
 Toshiba Medical Systems, Tokyo, Japan

실정이며, 촬영상과 spectroscopy가 동시에 측정될 수 있는 점 등 많은 가능성이 있으므로 종합병원, 대학병원에서는 1.5T 이상의 자장세기를 갖는 MRI를 요구하고 있다. Stanford대학의 핵물리 실험에 의하면 2.0T가 상한으로 여겨지고 있으나, 전체적으로 고자장 MRI의 사용을 지향하고있는 가운데 최근에 GE사, Philips사, Siemens사에서 3.0 T, 4.0 T의 MRI를 개발중에 있으며, ^1H , ^{31}P 의 우수한 spectrum과 영상을 얻고 있다.

이와 같은 외국의 개발동향 및 임상용으로 널리 보급됨에 따라 국내에서도 MRI의 기술개발의 중요성 및 시장성에 큰 관심을 갖게 되어 KAIST에서 금성통신과 공동으로 개발에 착수하여 1983년 MR Imaging에 성공하였고, 그 후 상업화에는 성공하지 못하였으나 MR Imaging에 관한 연구성과로 MR Imaging에 관한 많은 전문가를 배출하여, MR Imaging System의 국산화 개발의 기틀을 마련하였다.

아울러 국내의 MRI-CT의 도입 대수가 이미 150여대를 넘었고, A/S 및 전문 Operator의 필요성에 따라 MR Imaging 관련 전문 인력이 늘어나고 있는 추세이며, 국내의 Computer, Image

Processing, RF 관련 산업 분야의 발달로 MR Imaging System의 국산화 개발기틀이 더욱 확고히 되어가고 있는 시점에서 국내에서는 최초로 한국전기연구소에서 초전도기술의 산업적 응용측면에서 필요한 핵심기술들을 개발하여 왔으며, 이와 같은 기술을 바탕으로 1991년 부터, MRI-CT용 초전도 마그네트 및 이에 사용되는 금속계 초전도선의 완전 국산화 개발을 목표로 현재까지 연구를 수행하여 중심자장의 세기가 2 Tesla인 동물실험용 Prototype MRI-CT용 초전도 마그네트를 1994년에 개발하였고, 1996년에는 초전도 마그네트 뿐만 아니라 MRI-CT 전 시스템을 개발하는 것을 목표로 인체의 두뇌를 촬영할 수 있는 Head Scan용 MRI 마그네트를 개발하여, 인체의 각종 관절부위, 동물, 과일 등의 다양한 피사체의 단면상을 촬영하는데 성공하였다.

따라서 향후 2-3년후에는 한국전기연구소와 관련 산업계를 중심으로 초전도 마그네트, MR Imaging부를 완전 국산화 개발하여 기술적으로도 선진국과 동등한 기술 수준에 진입함은 물론 국산화 고유모델이 개발, 보급될 전망이다.

III. MRI 마그네트 기술

지금까지 MRI의 주요 구성과 기능 및 국내·외에서의 개발 동향을 간단히 언급하였다. 전술한 바와 같이 MRI-CT는 초전도 마그네트부와 Computer Tomograpp부로 크게 나눌 수 있으며 본 절에서는 초전도 마그네트의 개발에 필요한 주요 기술들을 한국전기연구소에서 개발한 마그네트를 중심으로 간단히 기술하고자 한다.

현재 상용화 되어있는 MRI 마그네트는 다음과 같은 사양이 요구되는데 발생 자장은 0.35~2 Tesla, 자장의 균일도는 30cm dsv에서 10ppm 이하이며 자장의 안정도는 시간당 1ppm 이하이다.

한국전기연구소에서는 위의 조건을 충족시키는 head scan 용 초전도 MRI 마그네트를 개발하였는데 본 마그네트의 설계에서는 누설자장의 차폐를 고려하지 않았으며 중심자장은 2 Tesla로 설정하였다. 본 마그네트의 구성은 5분할 구조의 주코일과 Z¹, Z², Z³, Z⁴ 항의 axial 보정코일 및 X, Y, XZ, YZ, X²-Y², XY 항의 radial 보정코일 그리고 영구전류모드 운전용의 영구전류 스위치로 이루어진다.

1. 주코일의 설계

주코일의 내반경을 45cm, 외반경을 48cm, 길이를 140cm로 설정하고 코일을 20개의 전류 요소(current element)로 분할한다. 요소수를 최소화하기 위해 목적 함수로서 각 요소 전류의 절대치의 총합을 설정하고 선형 최적화 프로그램을 아래와 같이 적용하여 초기 형상을 산출하였다. 중심 공간에서 자장 균등도를 높이고, 목표로 하는 중심자장을 발생시키기 위한 등호 제약 조건

$$\sum_{k=1}^{20} q_2^k = \sum_{i=1}^{20} q_4^k = \sum_{k=1}^{20} q_6^k = \sum_{k=1}^{20} q_8^k = 0$$

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

하에서 다음의 요소 전류를 변수로 하여

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

목적함수 $\sum_{k=1}^{20} |I_k|$ 를 최소화 한 후, 코일의 초기 형상을 5개의 섹션으로 결정하였다. 이와 같이 구한 초기 형상을 비선형 최적화 프로그램의 초기치로 하여 각 섹션의 최적 형상(두께, 길이) 및 위치를 결정하였다. 주코일의 동작 전류는 180A로 그리고 내반경은 45cm로 고정하고 각 섹션의 외반경, 길이 및 중심으로부터 좌측단까지의 거리를 설계 변수로 하였다. 선재 소요량을 최소화하기 위하여 목적함수로서 총선재 길이를 설정하고 source 항 및 중심 자속밀도에 등호 제약조건을 주었다. 또한 구해진 최적 형상과 위치가 실제적으로 제작 불가능한 형상이 되지 않도록 설계변수에도 단순 제약 조건을 주었다. 이상을 간략히 요약하면 다음과 같다.

8차까지의 axial harmonics 성분을 상쇄시키고 원하는 중심자장을 발생시키기 위한 등호 제약 조건 하에서 사용되는 총 선재 길이

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

를 최소화 하였다. 여기서 R₁(k), R₂(k), L(k)는 각 섹션의 내반경, 외반경 및 길이이며 T_a는 권선 밀도(권선수/cm²), X(i)는 설계변수이다.

표 3에는 설계한 주코일의 사양을 나타내었다. 자장균등도는 0.5 ppm/30cm dsv이며 코일내 최대자속밀도는 3.96 Tesla, 저장에너지는 2.3 MJ이다.

〈표 3〉 주코일의 설계 사양

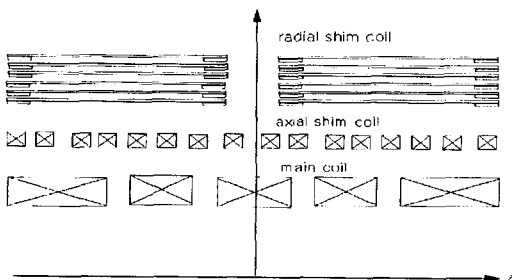
동작 전류	180A
중심 자속밀도	2 Tesla
자장 균등도	0.5ppm/30cm DSV
코일 내 최대 자속밀도	3.96 Tesla
선재 사양	직경 : 1mm
	I _c = 297 A at 4 Tesla
권선 밀도	100 turns/cm ²
권선 수	16503
선재 길이	48 km
인덕턴스	140 Henry
저장 에너지	2.3 MJ

2. 보정코일의 설계

Head scan용 마그네트는 직경 30 cm 구내에서 10 ppm 정도의 자장 균등도가 요구된다. 이와같이 비교적 큰 공간에서 고균일한 자장 분포를 형성하기 위해서는 제작 오차 및 주위 자성체의 자화에 의해 유입되는 불균일 자장 성분을 상쇄시켜 주는 보정 코일이 필수적이다. 본 연구에서는 Z¹, Z², Z³, Z⁴ 항의 axial 보정코일 및 X, Y, XZ, YZ, X²-Y², XY 항의 radial 보정코일을 설계하였다. 보정코일은 주코일의 외부에 설치되며 보정코일의 발생 gradient를 크게 하고 영구전류모드로 운전함으로써 자장 안정도를 높일 수 있는 초전도 방식으로 설계하였다. 표 4는 설계한 보정코일의 gradient 값을 나타낸다.

그림 3은 head scan용 초전도 MRI 마그네트의 단면 개략도이며, axial 보정코일 및 radial 보정코일의 조립은 1차적으로 상·하 plate를 이용하여 조립하며, 2차적으로 황동 support bar에 의해 보강하는 구조로 설계하였다. 각 부분의 조립에 사용하는 볼트·너트는 자화에 의한 자장의 불균일을 최소화 위하여 비자성체인 황동으로 제작하였다.

마그네트의 보빈은 저온 특성이 우수한 GFRP (Glass Fiber Reinforced Plastic)으로 제작·가공하였다. 주코일과 axial 보정코일의 권선은 직경 1 mm의 초전도 선재를 이용하여 권선하였으며, radial 보정코일은 권선틀을 이용하여 사각형 형태로 권선하였다. 사각형 형태로 권선한 각각의 radial 보정코일을 radial 보정코일 보빈의 외주에 saddle 형태로 조립함으로써 radial 보정코일을 완성하였다.



〈그림 3〉 MRI 마그네트의 단면 개략도

〈표 4〉 보정코일의 gradient 값 (설계값)

보정코일	Gradient
Z ¹ 보정코일	3.4×10^{-2} Gauss/cm·A
Z ² 보정코일	1.4×10^{-2} Gauss/cm ² ·A
Z ³ 보정코일	1.4×10^{-2} Gauss/cm ³ ·A
Z ⁴ 보정코일	3.7×10^{-2} Gauss/cm ⁴ ·A
X 보정코일	5.4×10^{-2} Gauss/cm·A
Y 보정코일	4.7×10^{-2} Gauss/cm·A
XZ 보정코일	2.1×10^{-2} Gauss/cm ² ·A
YZ 보정코일	2.1×10^{-2} Gauss/cm ² ·A
XY 보정코일	2.1×10^{-2} Gauss/cm ² ·A
X ² -Y ² 보정코일	2.1×10^{-2} Gauss/cm ² ·A

본 head scan용 MRI 마그네트는 열침입에 의한 헬륨 손실을 최소화하고 시간적으로 안정한 자장을 발생시키기 위하여 영구전류모드로 운전된다. 영구전류모드의 운전을 위한 영구전류스위치는 주코일용 1개, axial 보정코일용 4개 그리고 radial 보정코일용으로 6개를 제작하였다. 영구전류스위치는 히터의 열에 의해 on-off되는 열트러거 방식으로 설계되었으며 초전도 선재를 무유도방식으로 권선하여 제작하였다.

각 코일의 전류단자 사이에 영구전류스위치를 부착하였으며 초전도 선재간의 접속은 극저 저항 접속법을 이용하여 접속하였다. 또한 마그네트의 권치시에 마그네트의 저장에너지를 안전하게 방출하기 위하여 주코일과 axial 보정코일에 보호저항을 부착하였다. Radial 보정코일은 자체의 저장에너지가 작고 주코일과의 자기적인 결합(inductive



〈그림 4〉 최종 완성한 초전도 MRI 마그네트의 외관

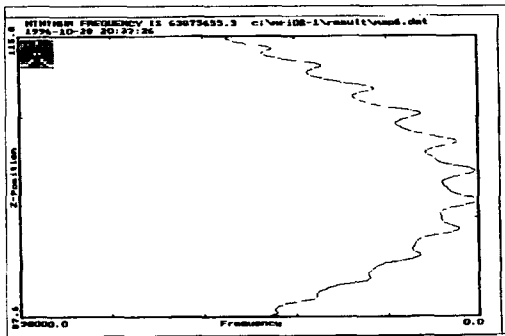
coupling)이 거의 없기 때문에 보호저항을 부착하지 않았다. 보호저항은 SUS-304L(상온 비저항 : $7 \times 10^{-8} \Omega \cdot m$)선을 스프링 형상으로 제작하여 크기를 최소화하였다. 그림 4는 최종 완성한 후의 모습을 보여 주는 사진이다.

3. 특성 평가

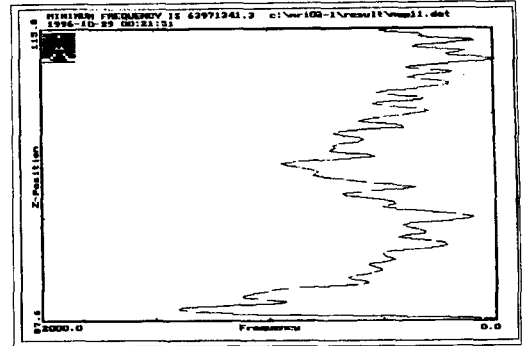
제작한 마그네트의 성능을 평가하기 위하여 마그네트 중심공간의 자장 분포를 측정하였다. 자장 분포의 측정은 Resonance Research사의 mapper를 이용하였다. MRI용 마그네트와 같은 고균일자장을 정밀하게 측정하기 위해서는 고분해능의 probe를 사용하여야 하는데 실험에 사용한 probe는 10-7 Tesla의 분해능과 0.7~2.1 Tesla의 측정 범위를 갖는다.

본 마그네트는 동작전류 180 A에서 2 Tesla의 중심자장을 발생하도록 설계하였으나 실험에서는 1.5 Tesla 까지만 여자하여 자장분포를 측정하였다. 마그네트의 자장측정은 30 cm 구표면 상의 서로 독립적인 200개의 측정점에서 측정하였다.

그림 5는 보정코일로 자장 오차를 보정하지 않은 주코일만의 자장 분포를 나타내는 것으로 구표면상의 각 측정점에서 측정된 주파수와 중심자장에 상응하는 주파수와의 편차 즉 각 지점의 자장값이 중심자장으로 부터의 벗어난 편차를 마그네트의 z-축상에 투영시켜서 z-축상의 위치의 함수로 나타낸 것이다. 중심주파수로 부터의 최대편차는 26000 Hz로 제작한 마그네트의 자장균일도는



〈그림 5〉 자장오차 보정 전의 자장 분포



〈그림 6〉 자장오차 보정 후의 자장 분포

직경 30cm의 구 내에서 406ppm이다. 그림 6은 보정코일을 이용하여 마그네트의 불균일 자장성분을 보정한 후 측정된 자장 분포를 나타낸다. 중심주파수로 부터의 최대편차는 1400Hz로 보정 후 마그네트의 자장균일도는 직경 30cm의 구 내에서 22ppm이다. 따라서 자장균일도는 보정하기 전의 406ppm에서 보정 후에 22 ppm으로 약 19배 향상되었다.

4. MR imaging 실험

MR imaging을 위한 CT 시스템은 spectroscopy 용으로 미국의 tecmag사 제품을 imaging용으로 구성하여 사용하였다. Gradient 코일은 내경이 50 cm인 golay type으로 제작하였으며 RF 코일은 내



〈그림 7〉 사과의 MR 화상

경 13 cm에서 30 cm까지의 여러 가지 bird cage 형을 제작하여 각종 화상실험을 하였다. 피사체로는 꿀, 인체의 무릎, 발목 등의 다양한 화상의 촬영에 성공하여 마그네트, Gr 코일 및 RF 코일 등의 성능을 확인할 수 있었다. 그림 7은 본 실험에서 얻은 사과와 화상을 보여주는 사진이다.

IV. 향후전망

지금까지 MRI의 원리, 구성과 기능, 개발동향 등에 관하여 언급하였는데, MRI-CT는 초전도 마그네트를 사용함으로써 고자장화, 고균등화, 고안정화 등의 MRI용 마그네트로서 요구되는 제반성능을 충분히 만족하기 때문에 향후 초전도 마그네트를 사용한 MRI-CT가 더욱더 우위를 점할 것으로 판단되며, 향후의 개발과제 및 전망에 대하여 간단히 언급하고자한다.

(1) 고자장화 및 고균등화

영상뿐만 아니라 chemical shift, spectroscopy가 임상에 적용됨에 따라 보다 더 고자장화된 3~4 Tesla급의 초전도 마그네트가 보급될 전망이며, 자장균일성에서도 ppm급의 균일성이 요구될 전망이다.

(2) 신속성

현재 MRI-CT의 화상을 얻는데 시간이 긴 단점을 가지고 있어 심장 등과 같은 장기는 화상의 실시간 획득이 어려우므로 fast scan의 발전으로 실시간 화상획득이 요구됨.

(3) 경제성 및 간편성

향후 MRI-CT가 확대 보급되기 위해서는 X-선 CT와 비슷한 가격대로 저렴해야할 뿐만 아니라 급속여자 및 탈자가 가능하고, 내진 및 운반성 향상 등의 사용상의 편의성을 도모하기 위하여 소형화 및 경량화가 더욱더 요구됨.

(4) 액체헬륨을 사용하지 않는 MRI-CT

현재에는 2단 냉동기를 설치함으로써 액체질소를 보충할 필요가 없고, 액체헬륨의 소비를 1/3정도로 감소시키는 시스템이 개발·보급되고 있고, 향후에는 액체헬륨의 보충이 불필요한 냉동기 또는 재액화기시스템을 개발하는 것이 필요하며, 이를 위하여 신뢰성이 우수한 4K 냉동기를 개발하는 것이 경제성 향상 및 사용의 편의성을 위하여 반드시 필요함.

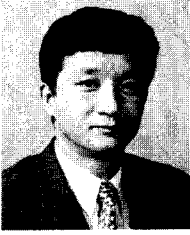
(5) 자기차폐형 마그네트

자기차폐의 필요성은 고자장화 될수록 더욱 필요하며, 이러한 관점에서 더욱더 자기차폐형 초전도 마그네트의 개발이 필요함.

참고 문헌

- [1] R. E. Schwall, "MRI-superconductivity in the marketplace", *IEEE Transaction on Magnets*, Vol.23, pp1287-1293, 1987.
- [2] D. C. Hachsworth, "Development of Superconducting Magnet Systems for MRI", *Advances in Cryogenics Engineering*, Vol.35, pp529-538, 1990.
- [3] 古戶義雄, "MRI 장치용 초전도 마그네트" 저온공학, Vol.22, No.4, pp251-158, 1987
- [4] 류강식의, "고균등 자장 발생용 초전도 마그네트의 설계", 대한전기학회 하계학술대회 논문집, pp189-193, (1994, 7)
- [5] 권영길외, "MRI용 cryostat의 설계 및 제작", 대한전기학회 하계학술대회 논문집, pp144-146, (1995, 7)
- [6] 류강식의, "능동 차폐형 초전도 MRI 마그네트의 설계", 대한전기학회논문집, Vol.45, No.1, pp24-29, (1996)

저 자 소 개



柳 康 植

1958年 8月 5日生

1980年 2月 한양대학교 공과대학 전기공학과 졸업

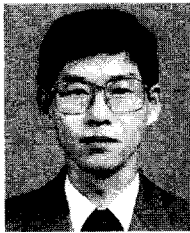
1987年 8月 한양대학교 대학원 전기공학과 공학박사

1986年 3月~1988年 2月 한양대학교 전기공학과 강사

1988年 4月~1993年 11月 한국전기연구소 초전도연구실 실장

1993年~현재 한국전기연구소 초전도응용연구사업팀장

주관심 분야 : 초전도응용기기



權 永 吉

1959年 7月 28日生

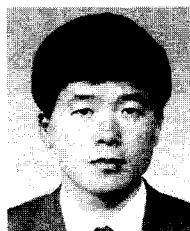
1982年 2月 부산대학교 공과대학 기계공학과

1984年 2月 부산대학교 대학원 기계공학과 석사

1990年 8月 부산대학교 대학원 기계공학과 공학박사

1992年 2月~현재 한국전기연구소(선임연구원)

주관심 분야 : 극저온 및 초전도 마그네트 개발



金 聖 來

1965年 10月 9日生

1988年 2月 부산대학교 자연과학대학 물리학과 졸업

1994年 2月 부산대학교 대학원 물리학과 석사졸업

1992年 9月~1994年 12月 한국전기연구소 초전도연구실 학생연구원

1995年 1月~1996年 6月 대성전선(주) 기술연구소

1996年 7月~현재 (주) CVE

주관심 분야 : Cryostat 및 imaging