

고자장 MRI 기술개발 동향

장용호, 이승제, 유광일, 오상준
SciMedix, 세하기술, 국가핵융합연구소

1. 서론

1946년 하버드 대학의 Purcell 교수와 스탠포드 대학의 Bloch 교수에 의해 실험적으로 핵자기공명현상이 발견된 이래로 자기공명 기법은 여러 분야에서 널리 활용되고 있다. 1970년대에는 영상기법 등이 개발되기 시작하여 쾰리히 대학의 Ernst 교수는 푸리에 영상기법을 제안하였고 노팅엄 대학의 Mansfield 교수는 EPI (Echo Planar Imaging) 기법을 제안하였다 [1,2]. 이로 인해 생체의 단순한 해부학적 구조는 물론 생리적인 기능의 역동적인 영상도 가능하게 되었다. 1990년대에는 fMRI (functional MRI)가 개발되어 뇌기능영상법을 이용한 뇌의 처리과정 연구, 고통 감정 등의 감각도표 및 인체 기관과 뇌의 여러 영역과의 상호작용 등에 관한 연구에 활용되고 있다. MRI 기술 개발에 관련된 그 동안의 중요한 기술적 사건을 아래의 그림 1에 정리하여 보았다. 현재 미국 FDA (Food and Drug Administration)는 4.0 T 까지 고자장에 관해 상용화를 허용하고 있으며 7.0, 9.4 T 등의 고자장 MRI가 임상시험용으로 개발되었고 11.75 T의 고자장 전신 MRI 개발이 진행되고 있는 상황이다. 고자장 MRI의 기술개발은 빠르게 진행되고 있으며 여기에서는 최근 연구개발 동향을 정리하고자 한다.

2. MRI 발전 동향

MRI는 그 동안 조영제 사용으로 인해 환자에게 통증과 위험부담이 있었던 척수강조영술 (Myelography), 혈관조영술 (Angiography), 담도조영술 (Cholangiography) 등의 여러 검사들을 대체하고 있으며 다발성 경화증 (Multiple Sclerosis), 뇌졸중 (Stroke), 유방암 등 각종 암의 검진에 사용되고 있다. 그리고 뇌 및 신체 해부영상, 뇌 기능 분석 등 다양한 임상에도 이용되고 있다. 최근에는 MRI가 열에 민감한 것을 이용하여 영상유도 수술에도 활용되고 있다 [1-3]. 집적된 초음파 혹은 레이저 빔을 이용한 뇌종양 수술 시에 종양과 주변의 열을 감시하여 암 세포 제거 시 건강한 조직이 손상되지 않도록 하는 것이다. 수소 원자 외에 다른 원자의 변화도 감지할 수 있는 점을 활용하여 두뇌 신경세포 간에 시그널을 주고받을 때 발생하는 나트륨 이온의 변화를 감지하기도 한다. 이를 이용하면 뇌졸중 환자의 뇌에 생기는 변화를 연구하기도 하고 필요에 따라 약물로 관리가 되지 않는 간질병 환자의 뇌 일부를 정확히 확인하고 제거하게 해 주기도 한다.

최근에 하버드 대학의 호니 교수팀은 기존의 MRI 방법으로 영상촬영이 어려웠던 허파, 대장, 자궁과 같은 내부에 밀도가 낮은 기체가 있는 장기의 영상촬영이 가능한 고편극화

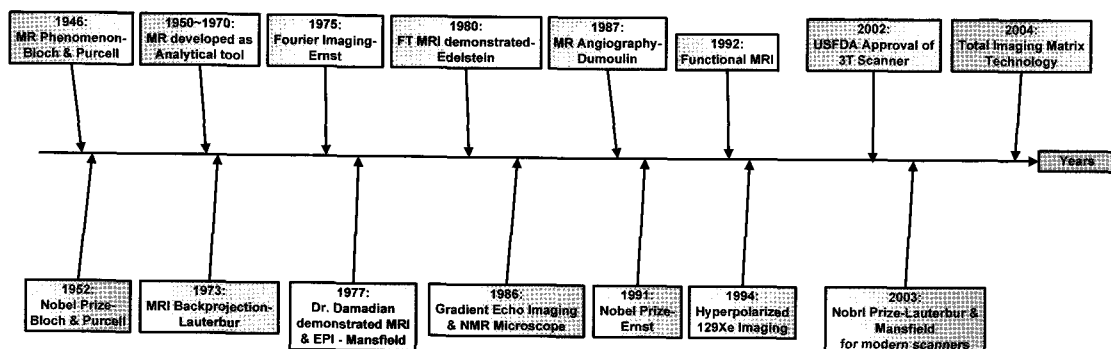


그림 1. MRI 기술 관련 주요기술 개발 현황.

된 이상기체를 활용한 조영기술 (HP gas MRI: Hyperpolarized Noble Gas)을 개발하였다 [1,4]. 고편극화된 ^3He (헬륨) 혹은 ^{129}Xe (제논)을 활용하여 양질의 폐 영상 촬영이 가능함을 보였으며 (그림 2) 또한 쥐를 이용한 연구에서 뇌기능연구에도 이러한 방법이 매우 유용함을 확인하였다. 그림 3은 통상의 방법으로 얻어진 쥐의 뇌의 단층촬영 결과와 고편극화된 ^{129}Xe 가스를 흡입한 후의 공명 주파수의 변화 (chemical shift)를 측정 한 결과이다. 고편극화된 ^{129}Xe 가스의 공명 주파수의 변화는 주위의 화학적 조성 변화에 매우 민감하게 변화하는 것으로 알려져 있으며 그 외에 산소 농도의 변화 혹은 뇌혈류 량의 변화 측정 등에도 활용이 기대되고 있다.

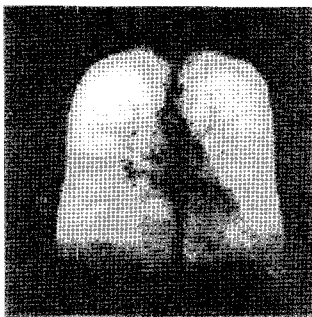


그림 2. 고편극화된 ^3He 를 활용한 폐 영상촬영.

기존의 MRI 영상촬영에 있어 어느 정도의 시간이 필요하고 또 전체 환자의 1/3 정도가 생애 처음으로 MRI 검진을 하는 상황을 고려하면 환자들이 느끼는 폐소공포증 해결은 검진에 소요되는 비용 못지않게 MRI 이용의 걸림돌의 하나라고 할 수 있다. 이를 위해 영상 촬영에 소요되는 시간을 획기적으로 줄이고자 하는 노력은 계속되고 있는데 일례로 최근 개발된 TIM (Total Imaging Matrix) 기법이 있다. TIM 기법은 근본적으로 다른 매트릭스 코일 개념을 도입하여 76개의 매트릭스 코일과 32개의 독립적인 RF 리시버 채널을 제어하여 보다 빠르고 국소적인 영상의 질도 향상시키는 기법이다. 환자의 위치를 바꾸거나 수동적으로 코일을 교환할 필요 없이 머리에서 발끝까지의 스캔에 12분 정도만 소요되어 이용자의 폐소공포증 등의 불안감을 최소화 하고 있다 [1].

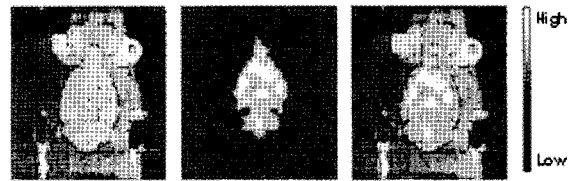


그림 3. 쥐의 뇌 단층촬영 영상 및 고편극화된 ^{129}Xe 흡입 후 공명 주파수의 변화.

보다 직접적인 이용자 편의성을 개선하고자 하는 노력은 초전도 자석 시스템 개선으로 이어져 이미 1 T 급의 개방형 MRI가 개발되어 사용되고 있다. 기존의 실린더형의 초전도 자석의 경우에도 최근에는 상온 보어의 크기가 70 cm이고 전체 길이가 125 cm에 불과한 MRI 시스템이 상용화되고 있다. 이 경우에는 환자의 머리가 측정시간의 대략 60% 이상 자석 밖에 있게 되어 보다 편리한 이용이 가능하게 된다.

3. 자석설계 기술

초전도 자석을 활용하여 1.5 T 이상의 고자장을 발생하는 고자장 자기공명 단층촬영기 (MRI: Magnetic Resonance Imaging)는 저자장 MRI 혹은 CT 등의 다른 영상기법에 비해 고해상도의 영상을 얻을 수 있게 한다 [1-3]. 초전도 자석 외의 MRI의 주요구성요소로 경사자계 시스템 (gradient system), RF 시스템 (RF system) 및 스캔제어부 등을 들 수 있다. 공간 정보를 부호화하는 경사자계시스템은 경사자계코일과 경사자계증폭기로 구성되며 짧은 스위칭 시간, 경사자계의 균질성 및 효율성 등이 중요하다. RF 시스템은 초전도 자석에 의해 자화된 인체 내의 수소 등 원자핵의 세차운동과 동일한 주파수를 인가하여 공명현상으로 에너지를 흡수하게 한 후 이완하면서 방출하는 에너지를 전기적인 신호로 바꾸어 수신한다. 스캔제어부는 다양한 경사자계 파형을 생성하고 여러 RF 주파수 파형 송신 및 수신을 나노 시간 단위로 제어하여 수신된 신호를 인체 영상으로 재구성하는 역할을 한다.

MRI용 초전도 자석은 여러 가지 조건을 만족시켜야 하는데, 특히 중심부에서의 자장의 균일도가 중요하다. 중심부의 직경 50 센티미터 내에서 (DSV: Diameter

Spherical Volume) 약 10 ppm 정도의 균일도가 필요하다. 누설자장을 최소화하고 초전도 선재의 사용을 최소화하여 원가를 절감하고 초전도 선재에 인가되는 힘, 전류밀도, 자장의 크기를 고려함과 동시에 이용자의 편이성이 고려되어야 한다.

MRI자석 설계시, 이러한 여러 가지 조건을 수식으로 표현하고 특정한 조건하에서 그 값을 최소화하는 방식으로 최적화된 설계치를 이끌어내게 된다. 예를 들어 오차함수 (error function) E 를 $E = k_a E_B + k_b E_S$ 로 정의하면 [5], 최적화 과정은 다음과 같다. E_B 와 E_S 는 각각 DSV 안에서 자장의 불균일도, 원하는 경계면에서 계산된 누설자장 그리고 k_a 와 k_b 는 설계 상 가중치 (weighting factor) 이다. 통상적으로는 E_B 가 E_S 보다 줄이기 어려워서 k_a 를 k_b 보다 더 큰 값으로 준다. 자석의 크기와 전류를 바꿔가면서 E 값을 계산하고 최종적으로 E 값이 0이 되는 최적화된 자석의 분포를 계산하게 된다. 자석에 걸리는 힘도 최소화하고자 하는 경우 [6], 오차함수 E 를 $E = k_a E_B + k_b E_S + k_c F$ 로 바꾸면 된다. 자석에 흐르는 전류의 크기와 자석의 분포를 고정하면 하나의 E 값을 계산할 수 있지만, 모든 자석의 분포에서 E 를 계산하여 최소값을 찾는 것은 현실적으로 불가능하다. 따라서 E 가 최소화되는 자석의 분포를 찾는 것은 하나의 최적화 문제로 여러 가지 알고리즘이 개발되어 왔다. 확률론적인 최적화 (Stochastic optimization), 부분행렬 선택법 (matrix subset selection), 유전적 알고리즘 (genetic algorithm), 준-뉴턴 방법 (quasi-newton optimization) 등이 그 예이다. 최적화된 자석 설계를 한번 찾은 후, 다른 시작점들에서 출발하는 최적화 과정을 반복하면 최종적인 자석 최적화가 이루어진다. 이러한 최적화 과정을 위해서는 특정한 자석의 분포로부터 E 값을 빠르게 계산해내는 계산 루틴이 필요하다. 이 외에도 최소화하려는 값을 자석에 흐르는 전류의 총합으로 택하는 방식도 가능하다 [7]. 또한 최소화 방식을 택하지 않고 DSV 안과 경계영역에서의 자기장 조건을 이용하여 직접적으로 최적화된 자석 분포를 계산하려는 시도도 있다 [8].

통상적인 MRI 장치의 경우, 터널 형식의

모양 때문에 이용자가 폐소공포를 느끼는 경우가 있고 또한 영상촬영 중에는 의료진이 환자에게 접근할 수 없는 단점이 있다. MRI 장치의 길이를 줄이고 그 구경을 키우면 이러한 문제점들이 어느 정도 해결될 수 있다. 또는 MRI 장치의 중심이 아닌 한쪽으로 치우친 곳에서 영상을 찍거나, MRI 장치 중단을 비워서 환자가 그 빈 곳에 앉도록 하는 아이디어도 있으며 이미 상용화된 것도 있다. 이러한 일련의 MRI 자석들은 통상의 자석들이 갖는 계산상의 장점을 갖지 못한다. 대칭적이고 길고 가는 통상적인 자석의 경우, 그 계산이 단순해지고 자석에 가해지는 제한이 줄어든다. 예를 들어 MRI 장치의 길이를 줄이고 구경을 키우면 가장자리 (frindge) 효과 때문에 DSV 안의 자기장 균일성을 맞추기가 더 어려워진다. 또한 장치의 중앙이 아닌 곳에 DSV를 두면 대칭에 의한 계산 단순화 효과가 사라진다. 이러한 경우의 설계 최적화를 할 때, 앞에서 설명한 알고리즘들을 좀 더 세련된 형태로 만들거나 혹은 새로운 알고리즘을 개발할 필요가 있다.

4. 극저온 기술

고자장 MRI의 경우 초전도 자석을 사용함으로써 피할 수 없는 극저온 냉각 기술과 관련한 최근의 기술적 동향을 살펴보고자 한다. MRI가 시장에 진입한 1990년대 초반에만 해도 MRI의 초전도 자석은 냉각을 위해서 주기적으로 액체 헬륨을 주입하는 경우가 대부분이었다. 이렇게 헬륨을 주입하는 경우, 유지비용이 증가하게 되고 또한 영구 전류 모드로 동작하게 되는 MRI의 초전도 자석의 경우, 액체 헬륨의 유동으로 인하여 퀸치 (Quench)가 발생하는 경우도 종종 있었다. 하지만 최근에 개발된 MRI용 초전도 자석의 경우 대부분 증발되는 액체냉매를 자체적으로 재활용시키는 경우가 많아졌다. 이러한 경우 유지 보수를 10,000 시간에 한번 정도 수행하기 때문에 경제적인 측면에서나 운영 측면에서도 많은 이점이 있다.

극저온 냉각 기술의 중요성 진보로써 란탄 계열 응축기 (Regenerator)를 사용한 냉동기의 등장을 들 수 있다. 일본의 Toshiba에서 원천 특허를 가지고 있는 이 기술로 기존에

납 계열 응축기의 냉각 온도 한계인 8 K를 넘어서서 3 K 이하의 온도까지 냉동기를 통해서 도달할 수 있는 길을 열게 되었다. 이

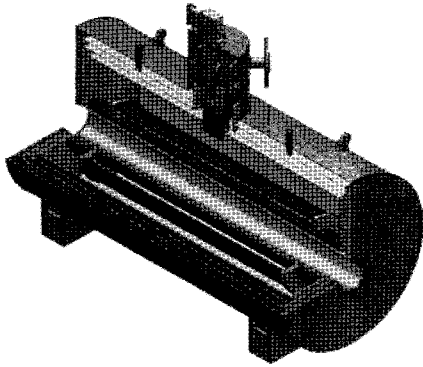


그림 4. 재응축 형식 초전도 자석.

것은 소형 냉동기를 통해서 액체 헬륨의 재생(Recycle)이 가능해졌다는 것을 의미한다. 재응축 자석 시스템 (그림 4)의 주요한 장점은 냉매가 존재함으로써 냉동기 계통에 문제가 발생하였을 때에도 상당한 시간 운전이 가능하다는 것이다. 냉매가 초전도 자석 주위에서 온도 차에 의해서 매우 느린 속도이지만, 대류가 발생하기 때문에 전체적으로 균일한 온도 특성을 얻을 수 있어, 전도 냉각 시스템에 비하여 적은 냉각 용량으로 시스템을 운전할 수 있다. 이는 전체의 냉동 용량이 냉동기 냉각 용량과 거의 같다는 것을 의미하며, 부수적인 장치로 과도한 냉각 용량으로 인하여 냉매의 상이 변하는 것을 막기 위한 제어를 필요로 한다.

MRI용 초전도 자석 내부의 권선은 외부의 냉매와 열적으로 직접 접촉하고 있지 않다. 따라서 외부의 냉매가 있고 없고는, 내부 권선에서는 열적으로 차이가 없다. 이러한 가정을 기본으로 하여 개발된 것이 전도 냉각 초전도 자석이다. 전도 냉각은 스텔링, 기포드-맥마흔 (GM cooler), 펄스 튜브 (Pulse Tube)와 같은 극저온 냉동기를 사용하여 초전도 자석의 권선을 오직 전도만을 이용하여 냉각하는 방식이다. 그림 5는 최근에 개발된 0.6 T 전도냉각 개방형 초전도 MRI이다. 전도 냉각 방식의 장점은 냉매가 필요 없다는 것이고, 이것은 초전도 자석의 훈련(Train)을 저비용으로 할 수 있다는 것과 연결된다. 최근에 초전도 자석의 개발 기술이 많이 진보하여 훈련 (Train) 효과가 없는 자석을 개발

한다는 보고도 있지만, 초전도 자석은 제작 후 적개는 3~5 많개는 20회가 넘는 훈련 (Train)을 통해서 그 자기적 성능을 최대 3배 정도까지 높이고 있다. 냉매를 사용하는

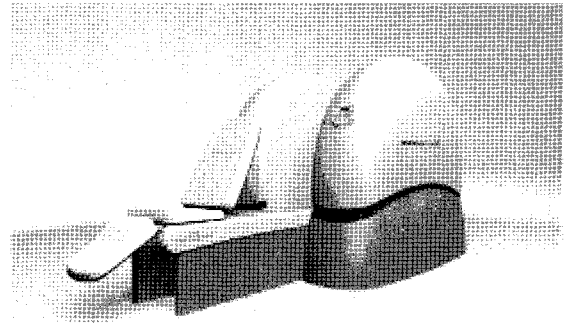


그림 5. 0.6 T 전도냉각 개방형 MRI.

경우 이렇게 훈련을 수행할 때마다 많은 액체 헬륨이 증발되기 때문에 이러한 비용은 초전도 자석 제작에서 무시할 수 없는 요소가 되고 있다. 하지만 전도 냉각의 경우 퀸치 (Quench) 발생을 통한 훈련비용에 냉동기 가동에 필요한 전력만 사용되기 때문에 고가의 액체헬륨과 비교할 때 많은 이점으로 작용하고 있다.

하지만 전도만을 이용하여 냉각하기 때문에 열전도 차에 의해서 초전도 자석 전체가 균일한 온도를 형성할 수 없다. 이것은 더 차가운 부분과 뜨거운 부분이 존재함을 의미하고 초전도 시스템의 특성상 뜨거운 부분을 기준으로 시스템이 운전될 수밖에 없고 이로 인하여 재응축 형식에 비하여 많은 냉각 용량을 요구할 수밖에 없다. 또한 높은 열전도도를 위해서 사용할 수 있는 재료의 종류에 제한이 있게 된다. 특히 스테인리스와 같은 재료는 구리, 알루미늄과 같은 재료에 비하여 기계적 특성이 우수하지만 열전도 측면에서 나쁘기 때문에 사용에 제한이 따르게 된다. 또한 초전도 자석의 절연에 사용되는 합침재료에도 가능한 높은 열전도 재료를 사용할 수 밖에 없다.

최근에 최소공간형 (MCV : Minimum condensed volume) 초전도 자석 냉각 방식 (그림 6)이 개발되었다. 재응축 냉각 방식과 전도 냉각 방식을 적절히 조합한 것으로 초전도 자석이 접촉하는 최소의 용량에만 액체 헬륨을 접하게 하는 방식으로 냉동기의 용량을

줄이면서도 자석 전체가 같은 운전 조건을 갖도록 한다 [9]. 설치 후에는 헬륨 주입이 필요 없는 것은 전도 냉각 방식의 장점을 따른 것으로 이러한 방식이 조만간 MRI에도 적용되리라 예상된다.

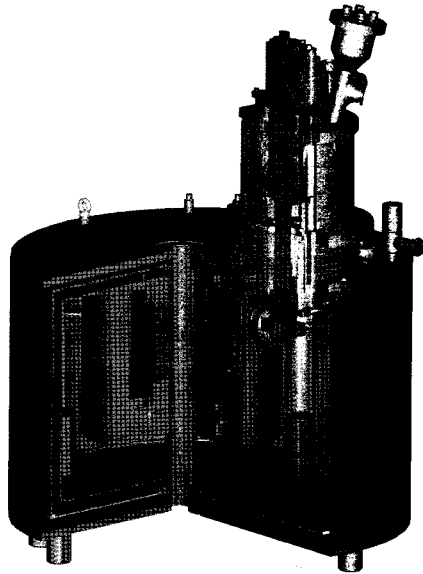


그림 6. 최소공간형 초전도자석 시스템.

5. 향후발전 방향 - 초고자장 MRI

일반적으로 자장세기가 커지면 MRI 장비의 신호 대 잡음비 (SNR)의 증가로 공간 분해능 및 시간 분해능이 획기적으로 향상된다. 현재 널리 쓰이는 MRI의 공간 분해능이 수 밀리미터이고 시간 분해능이 수 초인데 비해 자장이 7 T 이상이 되면 머리카락 정도의 공간 분해능 및 수 밀리 초의 시간 분해능으로 뇌 혹은 혈관 등의 영상이 획기적으로 개선된다. 동물 실험 및 뇌 과학 연구 임상실험용으로 상온 보어의 크기가 10에서 40 센티미터의 MRI 장비는 이미 널리 활용되고 있으며 최고 17 T의 초전도 자석도 활용되고 있다. 7 T 이상의 전신촬영용 MRI 장비는 개발이 진행되고 있으며 국내에서도 가천 대학 조장희 교수팀은 7 T MRI 및 양전자 방출 단층촬영기 (PET: Positron Emission Tomography)를 활용한 뇌과학 연구를 활발히 진행하고 있다.

시카고의 일리노이 대학에서는 현재 전신촬영용으로는 최대 자장인 9.4 T의 MRI

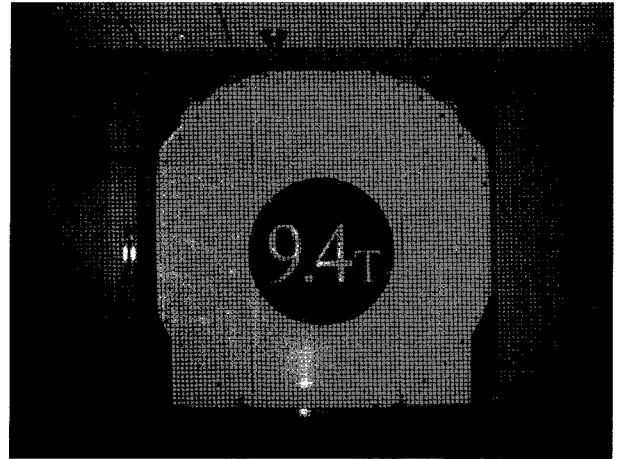


그림 7. 일리노이 대학에 설치된 전신촬영용 9.4 T MRI 장비.

(그림 7) 장비가 성공적인 시운전 및 FDA가 요구하는 안전실험을 완료하고 운영되고 있다 [10]. 자장의 세기의 증가로 인해 종양의 크기가 줄어드는 것을 몇 주간에 걸쳐 관찰하는 대신에 종양 내의 세포 하나하나가 사라지는 것도 직접적으로 관찰할 수 있으리라 기대되고 있다. 또한 나트륨, 탄소, 질소, 산소 및 인 등의 다양한 이온의 영상화가 가능하여 물질대사 과정의 이해에도 큰 역할을 하리라 기대되고 있다.

최근 프랑스와 독일은 공동으로 2011년 제작을 목표로 11.75 T 전신촬영용 900 밀리미터 상온 보어의 MRI 초전도 자석 개발이

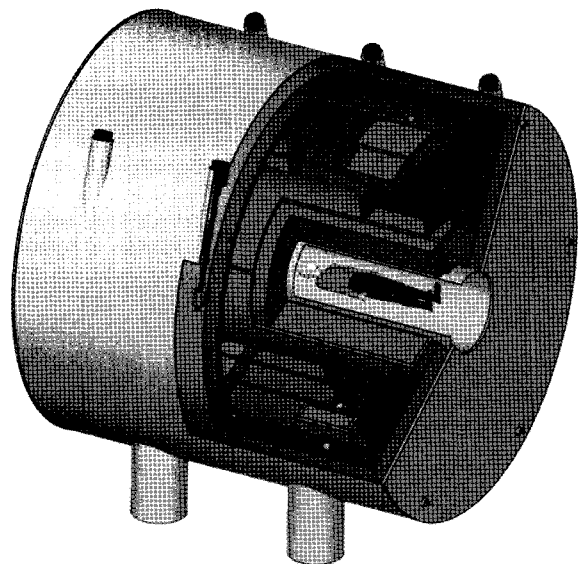


그림 8. 11.75 T 전신촬영용 MRI 개략도.

진행되고 있다 [11]. 설계가 거의 완료단계에 있으며 자석의 직경 및 길이는 각각 4미터로 전체 중량은 대략 150 톤으로 예상되고 있다. (그림 8) 특히 이 자석은 그 동안 MRI 자석 개발에 활용된 적이 없는, Tore Supre 핵융합 장치의 초전도 자석 기술을 활용한 이중 팬케익 (Double pancake) 이라고 불리는 독특한 방법으로 권선을 계획하고 있다. 이중 팬케익 권선을 고려함으로써 발생하는 많은 초전도 접합 문제로 외부의 전류 공급이 필요 없는 상태 (persistent mode) 가 아닌 지속적으로 전류를 인가하는 상태에서 (driven mode) 10 센티미터의 반경 내에 0.05 ppm의 자장 균일도 및 분당 10^{-10} 이내의 안정성을 구현하고자 한다. 초전도 선재에는 1500 암페어의 고전류가 인가될 것이며 선재의 가격을 고려하여 니오븀-티타늄 초전도 선재를 활용하되 1.8 K의 극저온에서 운전을 계획하고 있다. 자석에 연결된 저항에 최대 4000 볼트의 전압이 걸리리라 예상되며 초전도 선재에 인가되는 압력도 170 MPa에 이를 것으로 계산되고 있다. 이러한 초전도 자석의 성공적인 제작은 향후 고자장 MRI 자석개발의 새로운 이정표가 되리라 예상된다.

6. 맺음 말

이상 고자장 MRI 관련 최근 기술 동향을 간단히 살펴보았다. 최근 관련기술 개발이 빠르게 다방면으로 진행되고 있어 특기할 만한 사항을 위주로 정리되었다. 사용자의 편의성을 증대하기 위한 여러 노력들이 가시화되고 있으며, 특히 최근 이붕화마그네슘 (MgB_2) 초전도 선재의 개발로 인해 초전도 자석 분야에서 큰 변화가 있으리라 예상된다. 국내에서도 이미 여러 초전도 자석의 개발 경험을 보유하고 있으며 11.75 T 급의 초전도 자석 개발과 유사한 KSTAR 초전도 자석도 성공적으로 제작한 바 있다. 최근 이붕화마그네슘 (MgB_2) 초전도 선재 개발에 있어서도 많은 진전이 있었으므로 이를 바탕으로 최근의 동향에 따른 관련 연구가 활성화 되는 계기가 되기를 기대한다.

참고문헌

- [1] Frost and Sullivan, "Advances in MRI Technology" (2005).
- [2] IOD Report, "Magnetic Resonance Imaging" (2009).
- [3] 조장희, "분자영상시대의 퓨전영상 PET-MRI", Molecular and Cellular Biology News, 17 pp 43-51 (2005).
- [4] <http://www.spl.harvard.edu/>
- [5] S. Crozier and D. M. Doddrell, "Compact MRI Magnet Design by Stochastic Optimization", J. of Magnetic Resonance, 127 pp 233-237 (1997).
- [6] S. Crozier et al., "The Stochastic Design of force-Minimized Compact Magnets for High-Field magnetic Resonance Imaging Applications", IEEE Trans. on App. Superconductivity, 11 pp 4014-4022 (2001).
- [7] S. Kakugawa, "A Study on Optimal Coil Configurations in a Split-type Superconduction MRI Magnet", IEEE Trans. of App. Superconductivity, 9 pp 366-369 (1999).
- [8] H. Zhao and S. Crozier, "An inverse design method for elliptical MRI magnets", Measurement Sci. and Tech., 12 pp 566-574 (2001).
- [9] <http://www.oxinst.com/>
- [10] <http://www.cmrr.uic.edu/>
- [11] P. Veldrine, et. al., "The Whole Body 11.7 T MRI Magnet for Iseult/IMUMAC Project", IEEE Trans. Appl. Supercond. 18, 868-873 (2008).

저자이력



장용호 (張龍虎)

1974-1978년 서울대학교 공과대학교(공학학사), 1982-1984년 한국 IBM 시스템 엔지니어, 1996년 과기부 G-7 MRI 상용화 국책과제 참여 장영실상 수상, 1998년 (주)카이 대표이사, 현재 (주)SciMedix 대표이사.



이승제 (李丞濟)
1993-1997년 연세대학교
전기공학과(공학학사), 1997
-2003년 연세대학교 전기공
학과(공학박사), 2003-2005년
한국기초과학지원 연구원, 2006
-현재 세하기술



오상준 (吳尙峻)
1987-1991년 한국과학기술원
(KAIST) 물리학과 (이학학
사), 1991-1998년 한국과학기술
원 물리학과 (이학박사), 현
재 국가핵융합연구소 (NFRI)
책임연구원.



유광일 (俞光一)
1984-1989년 서울대학교
원자핵공학과(공학사), 1989
-1991년 한국과학기술원 물리
학과(이학석사), 1991-1997년
한국과학기술원 물리학과 (이
학박사), 현재 국가핵융합연구소
(NFRI) 책임연구원.