

MgB₂ 초전도 선재 개발 및 자기공명영상장치

김 정 호

University of Wollongong, Wollongong

1. 서 론

초전도 현상이 발견된 이래로, 지난 100여 년 동안 발견된 모든 초전도 물질의 종류만 하더라도 수십 가지에 달하지만 지금까지도 많은 연구그룹에서 초전도 물질을 탐구하는 연구가 꾸준히 수행되고 있다. 그러나 실질적으로 상용화에 성공한 물질은 값비싼 액체헬륨을 사용하는 Nb-Ti (임계온도 9.8 K) 그리고 Nb₃Sn(임계온도 18.2 K)과 같은 저온 초전도 선재로 한정되어 있다. 2001년도 새해 벽두에 일본의 Akimitsu 교수에 의해 발견된 MgB₂(이붕소마그네슘) 물질은 초전도 임계 온도가 39 K (약 -234 °C)로 고온 초전도체 중 가장 낮지만 원료 가격이 저렴하고 선재형태로 가공이 용이하다 [1]. 특히, 20-30 K에서는 값비싼 액체헬륨 대신 냉동기 사용이 가능하기 때문에 진단용 의료기기인 MRI (Magnetic Resonance Imaging, 자기공명영상장치) 등의 선재로 널리 사용될 것으로 기대되는 차세대 초전도체다. 또한 다른 고온초전도체와 달리 s-wave 특성을 갖고 있어 높은 결정성이 필요치 않아 일반적인 PIT (Powder-in-tube) 방법으로도 쉽게 km급의 선재 제조가 가능하여 높은 경쟁력을 확보할 것으로 믿어 의심치 않다. 그러나 MgB₂ 선재는 자기장이 가해지는 실질적인 응용 환경에 있어 초전도 전류 수송 특성이 저하되는 등의 문제가 발생하고 있다. 즉, 초전도 내부로 침투해 들어오는 자기장을 효과적이고 효율적으로 고정할 수 있는 자속 고정점이 필요한데 이는 효과적인 도핑재료에 의해 어느정도 개선점을 찾았다. 특히 나노 미세구조 제어, 신 물질도핑, 신공정 개발을 통하여 외부 자계하에서 초전도 통전 특성이 향상되면 더 높은 동작온도에서 초전도 응용기기의 작동이 가능하므로, 냉동기에 의한 저온 냉각이 보다 용이하여 에너지 절감효율이 비약적으로 극대화된다. 최근 들어 냉매로써 사

용되고 있는 액체헬륨량은 공급이 부족하여 가격이 계속 증가하고 있으며, 향후 30년 안에 완전히 고갈될 수 있다는 전망이 나와있어 MRI 등 의료기기 시장에 긴장감을 주고 있다. 이러한 문제가 대두되어, 특히 건강진단 분야 관련해서 GE, Siemens, Phillips, 삼성전자 등 대기업을 중심으로 관련 정보수집 및 MRI에의 적용가능성 여부가 검토되고 있으며 사업화를 서두르고 있는 실정이다. 본 특집호에서는 MgB₂ 초전도 선재의 개발 현황과 이를 사용하는 초전도 의료기기, 자기공명영상장치 (MRI)에 대하여 간단히 소개하고자 한다.

2. MgB₂ 초전도 선재의 제조공정

현재까지 개발된 초전도 선재 제작방법으로는 일반적인 PIT공정 그리고 그림 1에 보여지는 바와 같이 CTFE (Continuous Tube forming and filling)가 적용되고 있다 [2]. 이 공정은 미국의 Hyper Tech Research Inc.에서 장선의 선재를 개발하고자 특허화

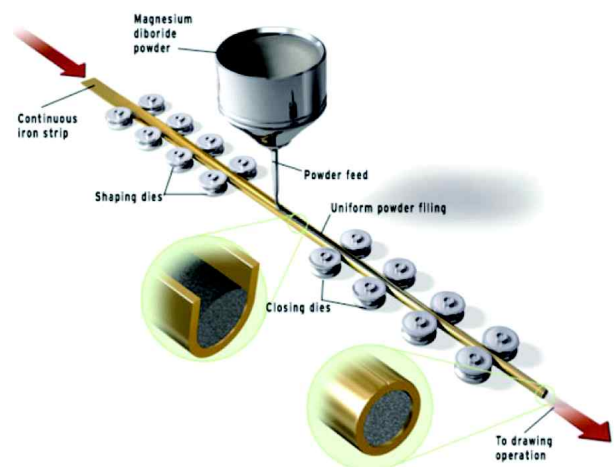


그림 1. Schematic of CTFE process.

되었다. 먼저 연속적인 금속판(Nb metal strip)이 shaping dies를 통과한 후 일정량의 원료 분말이 장입되고 마지막으로 forming dies를 통해 단심 형태의 선재가 제작이 된다. 이는 다시 대구경의 금속(Monel (Cu-Ni)) 튜브에 장입이 되어서 연속적인 인발 (drawing) 공정을 통해 직경이 보통 0.83 mm 정도의 다심선재 (최대 61 심) 제조가 가능하다. 이 공정의 장점으로는 기존의 PIT방법에 비해 금속튜브에 가해지는 가공경화를 상대적으로 적게 받게 하여 장선재 (> 30 km) 제조가 가능하다는 것이다.

현재 각각의 사용 목적에 따라 약 30종류의 다양한 선재가 개발이 되었고 특히 운전 안전성이 중요한 MRI 선재의 경우 구리 도재 (stabilizer)를 이용한 선재 개발은 이미 완료가 된 실정이다.

3. MgB₂초전도 선재의 개발 현황

MgB₂초전도의 자속고정특성 향상을 위해 많은 연구자들이 주목한 것은 도핑재료를 도입하는 것이었다. 대표적으로 실리콘카바이드 (SiC), 탄소나노튜브 (CNT) 등 약 100가지 이상의 탄소 기반의 물질들이 시도가 되었다. 결과적으로 대부분의 고체 도핑재료들은 고자장하에 통전전류 특성의 향상을 가져온 반면, MRI 적용이 가능한 저자장 (<3.5 T)하에서는 이러한 도핑재료가 불순물로 작용하는 경우가 있어 통전전류 특성을 오히려 감소하였다. 이를 보완하고자 호주 Wollongong대학교 팀은 고체탄소 대신 세계 최초로 액체 혼합방법을 고안하여 공정을 단순화하고 혼합효율을 높이는데 성공했다 [3].

음식 첨가제인 저가의 사과산 (malic acid, C₄H₅O₆)을 특정액체에 녹여 붕소 분말과 혼합한 후 150도에서 건조시켜 수소와 산소를 휘발시키고 수 나노미터 크기의 탄소 분자들만 붕소 분말에 위해 남도록 한 것이다. 이 공정을 통해 혼합 시 발생할 수 있는 입자들의 뭉침현상을 피하고, 대량의 초전도 분말처리가 용이한 것으로 나타났다. 보고된 바에 의하면 기존의 시제품인 실리콘카바이드가 도핑재료로 사용된 MgB₂선재에 비해 저자장 영역에서 월등한 통전전류 특성향상을

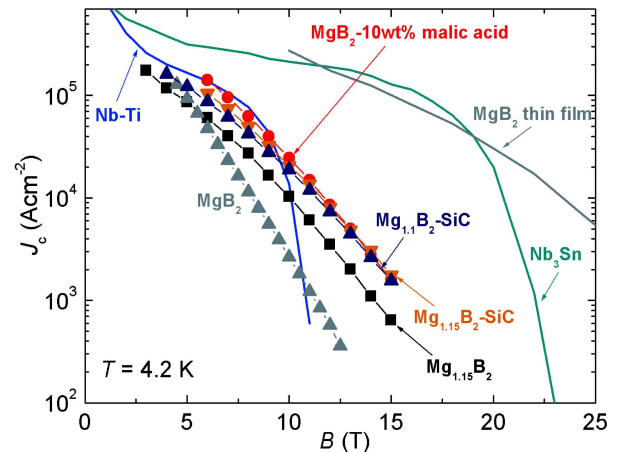


그림 2. Comparison of J_c - B characteristics at 4.2 K of malic acid treated wire with those of other commercial MgB₂ wires fabricated by Hyper Tech Research Inc.

보였으며, 특히 Nb-Ti와 대등한 초전도 특성을 보이고 있다.

약 20 K 그리고 3테슬라(T)하에서 약 30만 A/cm²전류를 흘려보낼 수 있는것으로 나타났다. 그림 2는 2001년부터 시제품으로 제작된 초전도 선재들의 임계전류 특성을 보이고 있으며 경쟁 선재인 Nb-Ti과 직접적인 비교를 보여주고 있다.

4. 고효율 저가격대의 자기공명영상장치 개발

자기공명영상 (MRI), 또는 핵자기공명 컴퓨터 단층촬영 (Nuclear Magnetic Resonance Computed Tomography, NMR-CT)은 영상 기술 중 하나로 핵자기 공명원리를 이용한다. 원리는 자기장을 발생하는 자기공명 촬영장치안에 인체를 넣고 고주파를 발생시키면 신체의 수소 원자핵이 공명하게 된다. 이때 나오는 신호의 차이를 측정하고 컴퓨터를 통해 재구성하여 영상화시키면 우리가 볼 수 있는 자기 공명 영상이 된다. 특히 X선 컴퓨터 단층 촬영 (CT)와 다르게 인체에 무해하다는 장점이 있어 암 진단 및 예방에 큰 진전을 가져왔다. 초전도 선재를 이용한 자기공명영상은 더욱 좋은 이미지를 얻을 수

있어 현재 많은 병원에서 이용되고 있다. 자기공명영상은 코일의 세기에 비례하기에 신체를 촬영하기 위해서는 현재 약 1-1.5테슬라(T) 정도 발생이 되는 초전도 코일이 필수적이다. 그러나 아직까지도 구리선을 이용한 0.5 테슬라(T) 급의 자기공명장치가 이용되고 있는 실정이다.

앞서 언급한 바와 같이 현재 상용화 된 MRI는 액체헬륨을 일정한 챔버내에 주입시키고 그 안에서 일반적으로 저온초전도 선재 Nb-Ti (혹은 Nb₃Sn)으로 제작된 코일에서 균일한 자장을 발생시켜야 한다. 이 때 영구전류모드 형태로 운전이 되기에 지속적인 외부전원 공급은 필요없지만 액체헬륨에서 발생되는 운전비용이 상당히 높고 저온 초전도 선재의 낮은 초전도 임계 온도에 인해 시스템 안전성이 저하가 된다.

특히 초전도 켄치 (초전도 특성파괴) 시에는 챔버내의 액체헬륨을 제거한 후 다시 재동작시키기에 비효율적인 측면이 많이 부각이 되고 있는 실정이다. 그러므로 초전도 코일 (magnet)의 경우는 이상적으로 냉동기를 이용한 “Dry” 코일이 필요하다. 의료기기 개발이 가장 활발한 미국의 GE 사의 경우 1990년대 초반에 이미 Nb₃Sn을 이용하여 10 K에서 동작되는 “Dry” MRI를 개발하였으나 액체헬륨을 이용하여 동작되는 Nb-Ti MRI에 비해 약 10배이상의 운전 비용으로 인해 수요자로부터 외면을 받기 시작하여 시장에서 사라진지 오래되었다. 이로 인해 더욱 더 고온 초전도 선재 개발이 가속화 되는 계기가 되었다.

최근 들어서는 일본의 Sumitomo사에서 Bi-계로 제작된 MRI 제작을 완료한 상태이다. 그러나 세라믹 계열의 고온초전도 선재의 경우, 예를들면 Y-계열 그리고 Bi-계열, 영구전류 모드를 위한 접합공정이 어려워 별도의 직류 전원장치가 사용이 되어 굉장히 고가의 장비가 되었다 [4]. 영구전류모드는 자기공명장치의 핵심 기술이다. 즉, 분할된 두개의 초전도 권선에 물리적 접촉을 가해 초전도 제로저항 특성을 이용하여 일정 전류를 영구히 흐르게 하는 기술이며 MRI의 영상을 얻기 위해서는 약 시간당 1 ppm미만의 동작전류 감소를 보여야 한다. 쉬밍 (shimming)코일에 의한 자장 보정도 필요하지만 초전도 선재에 관계없이 적용이 가능한 기술이다.

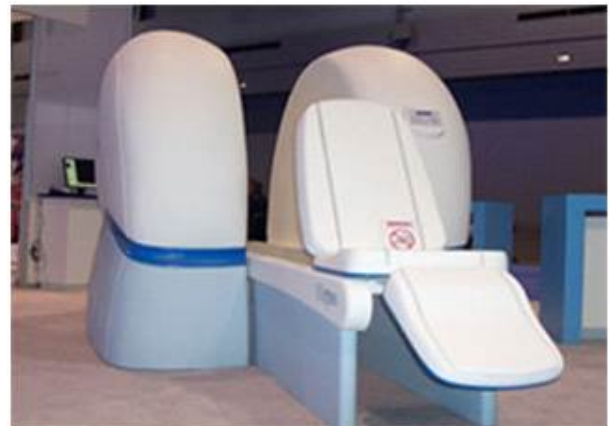


그림 3. 0.5-0.6 T MgB₂ MRI by ASC Superconductors and Columbus Superconductors, Italy.

5. MgB₂ “Dry”초전도 코일 개발

2001년도에 발견된 고온초전도 재료인 MgB₂는 “Dry” 자기공명영상장치를 위한 이상적인 재료이다. 먼저 발견이 된 Y-계 (임계온도 93 K) 나 Bi-계 (임계온도 110 K)에 비해 낮은 초전도 임계 온도 (약 40 K)를 가지는 단점을 보이지만 와이어형태로 제조가 가능하고, 선재의 비이방성 특성, 선재의 가격 대비 효율, 마지막으로 10-20 K의 냉동기하에서 동작이 된다는 장점이 있다. 또한 물질 특성과 더불어서 단선없이 약 10 km급 이상의 장선 초전도 선재 제작이 가능하여 경제성 측면에서 많은 장점을 보인다. 이 분야에서 가장 선두 그룹인 이탈리아의 ASC Superconductor / Columbus Superconductor사는 그림 3에서 보는 바와 같이 약 2010년경에 0.5-0.6 테슬라(T) 급 MgB₂MRI 시제품을 만들었다 [5]. 그러나 선재의 낮은 통전전류 특성에 의해 15 K에서 동작이 되며 아이언요크 (iron yoke)가 사용이 되어 이로 인해 전체 무게가 25톤 (Ton) 이상이 되어 지반공사 없이는 병원에 직접 설치하기가 쉽지 않은 실정이다. 상대적으로 아이언요크를 제거하였을 경우는 제품 가격이 올라 경쟁력을 상실할 수도 있다. 이러한 단점을 보완하기 위해 최근들어 미국의 Hyper Tech Research사와 호주의 Wollongong대학교는 신개념의 MRI를 개발하는 중에 있다.



그림 4. 0.5 T MgB₂ MRI by Hyper Tech Research Inc. US and University of Wollongong, Australia.

그림 4에서 보는바와 같이 현재 프로토타입으로 개발이 되고 있으며 무게가 약 3톤(T)정도로 0.5테슬라(T)를 발생시키며오픈형태로 개발되고 있다. 자세한 스펙을 표 1에 나타내었다.

6. 결 론

현재 상용화 된 저온 초전도는 냉매로써 액체헬륨이 사용되고 있지만 그 공급량 부족으로 가격 부담감이 증가되고 있다. 특히 액체헬륨만을 사용하는 MRI 시장에 큰 긴장감을 주고 있는데 이에 대안으로 MgB₂초전도 선재가 떠오르고 있다. 아직까지는 고온 초전도와 저온 초전도 선재들의 틈새에서 MgB₂선재만이 가지는 특수 영역창조가 필요하지만, 이러한 시대적인 배경으로 인해 20-30 K 온도범위에서 냉동기 사용이 가능한MRI에 많은 기대감이 있다.

참고문헌

- [1] J. Nagamatsu et. al., "Superconductivity at 39 K in magnesium diboride", Nature, 410, pp. 63-64(2001)
- [2] <http://www.hypertechresearch.com/>
- [3] J. H. Kim et. al., "Microscopic role of carbon on MgB₂ wire for critical current density comparable to NbTi", NPG Asia Materials, 4, pp.e3(2012)
- [4] http://global-sei.com/super/hts_e/
- [5] <http://www.as-g.it/>

Item	U-Magnet Feature
Field Magnitude	nominal 0.5 Tesla
Field Gradient	<0.1 Gauss/cm ±
Field-of-View(FOV)	10cm×10cm×10cm
Imaging Surfaces	Reasonably within FOV
Footprint(inches)	36×48×32
Power Requirements	7.5kw
SC Operating Node	Low ripple power supply
Fringe Field/Shielding	Minimal distance to 5 Gauss surface
z-Rilief	UoMagnet achieved 46.4cm gap and 10cm×10cm×10cm imaging volume
Rf coils	Fixed-Cryocooled Cu and Superconducting
Magnet/conductor	Electromagnet/MgB ₂
Current in wire	100A
Cooling	Crycooler-conduction cooling
Operating temperature	20K
± This low gradient will be fine-tuned by adding a trim coil bundled with the gradient coils.	

표 1. Specifications for low-cost MRI. 중에 있다.

저자이력



김정호(金正鎬)

1994-1998년 성균관대학교 금속공학과 학사, 1998-2000년 성균관대학교 신소재공학과 석사, 2000-2005년 성균관대학교 신소재공학과 박사, 2005-2012년 호주 Wollongong대학교 연구원, 현재 호주 Wollongong대학교 테뉴어 부교수.