



등록특허 10-2208933



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2021년01월28일
(11) 등록번호 10-2208933
(24) 등록일자 2021년01월22일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01R 33/3815 (2006.01) *G01R 33/34* (2006.01)
G01R 33/54 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
G01R 33/3815 (2013.01)
G01R 33/34023 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2016-7018144
- (22) 출원일자(국제) 2014년07월29일
심사청구일자 2019년05월29일
- (85) 번역문제출일자 2016년07월06일
- (65) 공개번호 10-2016-0099599
- (43) 공개일자 2016년08월22일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2014/048615
- (87) 국제공개번호 WO 2015/094414
국제공개일자 2015년06월25일

(30) 우선권주장
14/107,216 2013년12월16일 미국(US)

(56) 선행기술조사문현

US05633588 A*

(뒷면에 계속)

전체 청구항 수 : 총 20 항

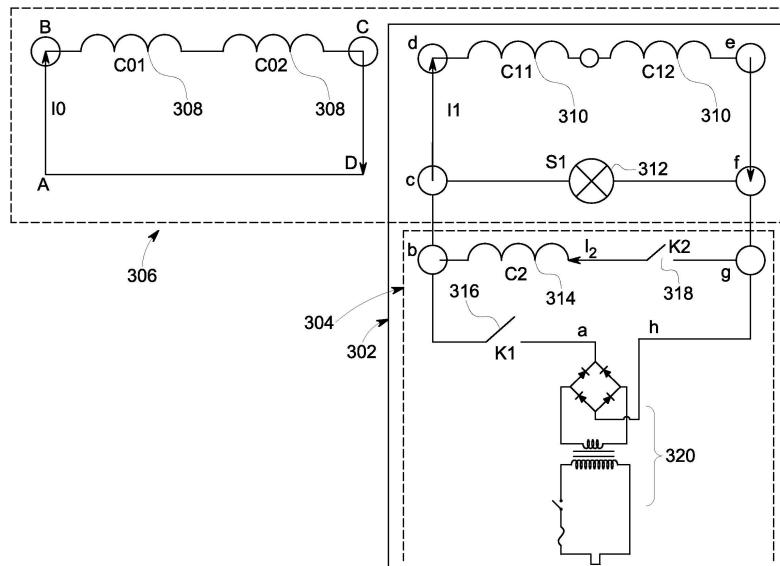
심사관 : 오용균

(54) 발명의 명칭 MRI 시스템의 초전도 자석을 여자하기 위한 시스템

(57) 요약

자기 공명 이미징(magnetic resonance imaging; MRI) 시스템 내의 초전도 자석의 메인 코일(main coil)을 여자(energize)하기 위한 시스템은, 하우징을 포함하는 크라이오스탯(cryostat)을 포함한다. 제1 코일은 크라이오스탯의 하우징 내에 배치된다. 대안적으로, 제1 코일은 크라이오스탯의 하우징의 외부에 배치될 수 있다. 제2 코일은, 제1 코일에 연결되고 크라이오스탯의 하우징의 외부에 배치된다. 제2 코일은 메인 코일에 유도 연결되도록 구성된다. 제어기는 제1 코일 및 제2 코일에 연결되고, 메인 코일 내에 전류를 유도하기 위해 제1 코일 및 제2 코일을 제어하도록 구성된다.

대 표 도



(52) CPC특허분류

G01R 33/54 (2013.01)

H01F 6/06 (2013.01)

(72) 발명자

지양 통지

미국 사우스 캐롤라이나주 29501 플로렌스 웨스트
레이디오 드라이브 3001

장 젠유

미국 사우스 캐롤라이나주 29501-7806 플로렌스 웨
스트 레이디오 드라이브 3001

모가타다칼라 벤카타 케이

미국 사우스 캐롤라이나주 29501-7806 플로렌스 웨
스트 레이디오 드라이브 3001

(56) 선행기술조사문헌

US20090219121 A1*

JP2010051541 A

JP2004350888 A

US7034537 B2

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

명세서

청구범위

청구항 1

자기 공명 이미징(magnetic resonance imaging; MRI) 시스템 내의 초전도 자석의 메인 코일(main coil)을 여자하기 위한 시스템에 있어서,

상기 초전도 자석의 메인 코일을 둘러싸는 하우징을 포함하는 크라이오스탯(cryostat);

상기 크라이오스탯의 하우징 내에 배치된 제1 코일;

제1 스위치를 통해 상기 제1 코일에 연결되고, 상기 크라이오스탯의 하우징의 외부에 배치되며, 상기 메인 코일에 유도 결합되도록 구성된 제2 코일;

상기 크라이오스탯의 하우징의 외부에 배치되고, 제2 스위치를 통해 상기 제2 코일 및 상기 제1 코일에 연결되는 전원; 및

상기 전원, 상기 제2 코일 및 상기 제1 코일에 연결되고, 상기 메인 코일 내에 전류를 유도하기 위해 상기 제2 코일 및 상기 제1 코일을 제어하도록 구성된 제어기

를 포함하는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템 내의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 제1 코일은 초전도 코일인 것인, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템 내의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 제1 코일은 차폐 코일인 것인, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템 내의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 제2 코일은 저항 코일인 것인, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템 내의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 제2 코일은 구리선의 다중 권선을 포함하는 것인, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템 내의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

청구항 6

제1항에 있어서, 상기 제2 코일은, 상기 MRI 시스템의 공명 조립체 내에 배치되는 것인, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템 내의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

청구항 7

제6항에 있어서, 상기 제2 코일은 웜 보어(warm bore)와 구배 코일 사이에 배치되는 것인, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템 내의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

청구항 8

제1항에 있어서, 상기 제2 코일은 상기 MRI 시스템의 외부에 있는 것인, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템 내의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 제2 코일은 휴대용 하우징 내에 배치된 것인, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템 내의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

청구항 10

자기 공명 이미징(MRI) 시스템의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템에 있어서, 상기 초전도 자석은 하우징을 구비한 크라이오스탯 내에 배치되고, 상기 시스템은,

상기 크라이오스탯의 하우징의 외부에 배치된 제1 코일;

제1 스위치를 통해 상기 제1 코일에 연결되고, 상기 크라이오스탯의 하우징의 외부에 배치되며, 상기 메인 코일에 유도 결합되도록 구성된 제2 코일;

상기 크라이오스탯의 하우징의 외부에 배치되고, 제2 스위치를 통해 상기 제1 코일 및 상기 제2 코일에 연결되는 전원; 및

상기 전원, 상기 제1 코일 및 상기 제2 코일에 연결되고, 상기 메인 코일 내에 전류를 유도하기 위해 상기 제1 코일 및 상기 제2 코일을 제어하도록 구성된 제어기

를 포함하는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 제1 코일은 저항 코일인 것인, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

청구항 12

제10항에 있어서, 상기 제1 코일은, 상기 MRI 시스템의 공명 조립체 내에 배치되는 것인, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

청구항 13

제10항에 있어서, 상기 제1 코일은 구배 코일인 것인, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

청구항 14

제10항에 있어서, 상기 제1 코일은 상기 MRI 시스템의 외부에 있는 것인, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

청구항 15

제14항에 있어서, 상기 제1 코일은 휴대용 하우징 내에 배치된 것인, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

청구항 16

제10항에 있어서, 상기 제2 코일은 저항 코일인 것인, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

청구항 17

제16항에 있어서, 상기 제2 코일은 구리선의 다중 권선을 포함하는 것인, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

청구항 18

제10항에 있어서, 상기 제2 코일은 상기 MRI 시스템의 공명 조립체 내에 배치되는 것인, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

청구항 19

제10항에 있어서, 상기 제2 코일은 상기 MRI 시스템의 외부에 있는 것인, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

청구항 20

제19항에 있어서, 상기 제2 코일은 휴대용 하우징 내에 배치되는 것인, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001]

본 발명은 일반적으로 자기 공명 이미징(magnetic resonance imaging; MRI) 시스템에 대한 것이고, 보다 구체적으로는 MRI 시스템에서 초전도 자석을 여자하기(energize) 위한 시스템 및 방법에 대한 것이다.

배경 기술

[0002]

자기 공명 이미징(MRI)은, x-선 또는 다른 이온화 방사선을 사용하지 않고 인체 내부의 이미지를 생성할 수 있는 의학 이미징 방식(modality)이다. MRI는 강하고, 균일하고, 정적인 자기장(즉, "메인 자기장")을 생성하기 위해 강력한 자석을 사용한다. 인체, 또는 인체의 일부가 메인 자기장 내에 위치될 때, 조직수(tissue water) 내의 수소핵과 연관된 핵 스핀(nuclear spin)이 분극화(polarize)된다. 이것은, 이러한 스핀과 연관된 자기 모멘트가, 메인 자기장의 방향을 따라 우선적으로 정렬되어, 축(관례상 "z축")을 따라 적은 순수 조직 자화를 초래하는 것을 의미한다. MRI 시스템은, 전류가 인가될 때 더 작은 진폭의 공간적으로 가변인 자기장을 생성하는 구배 코일이라고 불리는 캠포넌트를 또한 포함한다. 일반적으로, 구배 코일은 z축을 따라 정렬되고, x축, y축, 또는 z축 중 하나의 축을 따르는 위치에 대해 진폭에 있어서 선형적으로 가변하는, 자기장 성분을 생성하도록 설계된다. 구배 코일의 효과는, 단일 축을 따라 자기장 세기에 대해서, 그리고 핵 스핀의 공명 주파수에 대해서 부수적으로 작은 램프(ramp)를 생성하는 것이다. 직교하는 축들을 가진 3개의 구배 코일들은, 인체 내의 각각의 위치에서 시그너처(signature) 공명 주파수를 생성함으로써 MR 신호를 "공간적으로 인코딩"하기 위해 사용된다. 무선 주파수(radio frequency; RF) 코일이, 수소 핵의 공명 주파수에서 또는 그 근처에서 RF 에너지의 펄스를 생성하기 위해 사용된다. RF 코일은 제어되는 방식으로 핵 스핀에 에너지를 추가하기 위해 사용된다. 그런 다음, 핵 스핀이 자신의 정지 에너지 상태로 다시 완화됨(relax back)에 따라, 핵 스핀은 RF 신호의 형태의 에너지를 포기한다. 이 신호는 MRI 시스템에 의해 검출되고, 컴퓨터 및 기지의 재구성 알고리즘을 사용해서 이미지로 변형된다.

[0003]

MRI 시스템은 메인 자기장 B0를 생성하도록 초전도 자석을 활용할 수 있다. 초전도 자석은, 적절한 임계 온도 미만의 초전도 코일의 온도를 유지하여 코일이 영 저항(zero resistance)을 갖는 초전도 상태에 있도록 설계되는 크라이오스탯(또는 자석 용기) 내의 극저온 환경 내에 둘러싸여진 초전도 코일을 포함한다. 예를 들면, 초전도 자석의 권선은, 초전도 동작을 위해 임계 온도 미만의 온도를 유지하도록 액체 헬륨의 배스(bath) 또는 용기 내에 침지될 수 있다. MRI 시스템의 설치 및 시동 동안, 초전도 자석은, 적절한 메인 자기장 강도를 생성하도록 전류를 입력함으로써 여자(또는 램프)된다. 일반적으로, 대용량 전원(예컨대, 1000 Amps)이 초전도 자석 코일에 전류를 제공하도록 사용될 수 있다.

[0004]

초전도 자석은, 설치 후에 MRI 시스템의 동작 수명 동안에 추가적인 에너지를 또한, 요구할 수 있다. MRI 시스템은 이미징 용적(imaging volume) 내에 균일한 메인 자기장을 요구하지만, 메인 자기장은, 자석 내의 결함과 같은 다양한 인자 때문에 설치 후에 시간이 지남에 따라 드리프트되거나 감쇠될 수 있다. 메인 자기장 내의 변화 또는 드리프트는, MR 이미지의 데이터 획득 및 재구성을 포함하는 MRI 시스템의 성능에 부정적인 영향을 줄 수 있다. 따라서, 메인 자기장이 적절한 강도로 복귀(예컨대, 증가)하도록, 유지보수 동안에 에너지가 초전도 자석에 제공될 필요가 있을 수 있다. 언급된 바와 같이, 대용량 전원은 일반적으로 초전도 자석에 에너지를 제공하기 위해 사용된다.

[0005]

하지만, 초전도 자석을 여자하는 종래의 방법은 다수의 단점을 가지고 있다. 대용량 전원은 무겁고 고가일 수 있다. 또한, 전원은, 크라이오스탯(cryostat)에 연결되고, 초전도 자석의 메인 코일에 의해 요구되는 고전류를

다루도록 설계된, 대용량 고속(hight rated) 전류 리드(lead)를 활용할 수 있다. 크라이오스탯 내의 메인 코일로의 연결부들은, 대체하기에는 고가인 액체 헬륨의 손실을 야기할 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006]

액체 헬륨 손실을 감소시키거나 제거하고, MRI 시스템의 설치, 운영, 및 정비하는 비용을 감소시키는, 초전도 자석을 여자하기 위한 시스템 및 방법을 제공하는 것이 바람직할 것이다.

과제의 해결 수단

[0007]

일 실시예에 따라, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템 내의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템은, 하우징을 포함하는 크라이오스탯과, 크라이오스탯의 하우징 내에 배치된 제1 코일과, 제1 코일에 연결되고 크라이오스탯의 하우징의 외부에 배치되며 메인 코일에 유도 연결되도록 구성된 제2 코일과, 제1 코일 및 제2 코일에 연결되고 메인 코일 내에 전류를 유도하도록 제1 코일 및 제2 코일을 제어하도록 구성된 제어기를 포함한다.

[0008]

다른 실시예에 따라, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템 내의 초전도 자석 - 초전도 자석은 하우징을 구비한 크라이오스탯 내에 배치됨 - 의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템은, 크라이오스탯의 하우징 외부에 배치된 제1 코일과, 제1 코일에 연결되고 크라이오스탯의 하우징의 외부에 배치되며 메인 코일에 유도 연결되도록 구성된 제2 코일과, 제1 코일 및 제2 코일에 연결되고 메인 코일 내에 전류를 유도하도록 제1 코일 및 제2 코일을 제어하도록 구성된 제어기를 포함한다.

도면의 간단한 설명

[0009]

본 발명은 첨부된 도면과 연관되어 취해지는, 이하의 상세한 설명으로부터 보다 완전하게 이해될 것이며, 도면 참조 번호들은 이하의 도면들 내의 유사한 부분들을 참조한다.

도 1은 일 실시예에 따른 예시적인 자기 공명 이미징(magnetic resonance imaging; MRI) 시스템의 개략적인 블록도이다.

도 2는 일 실시예에 따른 공명 조립체의 개략적인 측면도이다.

도 3은 일 실시예에 따라 초전도 자석을 여자하기 위한 시스템의 개략적 회로도이다.

도 4는 일 실시예에 따라 초전도 자석을 여자하기 위한 시스템의 개략적 회로도이다.

도 5는 일 실시예에 따라 초전도 자석을 여자하기 위한 시스템에서 사용하기 위한 휴대용(portable) 장치의 개략적 블록도이다.

도 6은 일 실시예에 따라 초전도 자석을 여자하기 위한 시스템에서 사용하기 위한 휴대용 장치의 개략적 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0010]

도 1은 일 실시예에 따른 예시적인 자기 공명 이미징(magnetic resonance imaging; MRI) 시스템의 개략적인 블록도이다. MRI 시스템(10)의 동작은, 키보드 또는 다른 입력 장치(13), 제어 패널(14), 및 디스플레이(16)를 포함하는, 조작자 콘솔(12)로부터 제어된다. 콘솔(12)은 링크(18)를 통해 컴퓨터 시스템(20)과 통신하고, MRI 스캔을 쳐방하기 위한 인터페이스를 조작자에게 제공하고, 결과 이미지를 디스플레이하고, 이미지에 대한 이미지 처리를 수행하며, 데이터 및 이미지를 보관한다. 컴퓨터 시스템(20)은, 예컨대, 백플레인(20a)을 사용함으로써 제공되는 것과 같이, 전기 및/또는 데이터 연결을 통해 서로 통신하는 다수의 모듈들을 포함한다. 데이터 연결은 직접 유선 링크일 수 있거나, 광섬유 연결 또는 무선 통신 링크 등일 수 있다. 컴퓨터 시스템(20)의 모듈은, 이미지 프로세서 모듈(22), CPU 모듈(24)과, 이미지 데이터 어레이를 저장하기 위한 프레임 버퍼를 포함할 수 있는 메모리 모듈(26)을 포함한다. 대안적인 실시예에서, 이미지 프로세서 모듈(22)은 CPU 모듈(24) 상의 이미지 처리 기능에 의해 대체될 수 있다. 컴퓨터 시스템(20)은 보관 매체 장치(archival media device), 영구 또는 백업 메모리 저장소 또는 네트워크에 연결된다. 컴퓨터 시스템(20)은 또한, 링크(34)를 통해 별도의 시스템 제어 컴퓨터(32)와 통신할 수 있다. 입력 장치(13)는, 마우스, 조이스틱, 키보드, 트랙볼, 터치 활성화 스크린, 광봉(light wand), 음성 제어, 또는 임의의 유사하거나 등가의 입력 장치를 포함할 수 있고, 대화형 기

학적 처방을 위해 사용될 수 있다.

[0011] 시스템 제어 컴퓨터(32)는, 전기적 및/또는 데이터 연결(32a)을 통해 서로 통신하는 모듈들의 세트를 포함한다. 데이터 연결(32a)은 직접 유선 링크일 수 있거나, 광섬유 연결 또는 무선 통신 링크 등일 수 있다. 대안적 실시예에서, 컴퓨터 시스템(20)과 시스템 제어 컴퓨터(32)의 모듈들은 동일 컴퓨터 시스템 또는 복수의 컴퓨터 시스템들 상에서 구현될 수 있다. 시스템 제어 컴퓨터(32)의 모듈들은, CPU 모듈(36)과, 통신 링크(40)를 통해 조작자 콘솔(12)에 연결되는 펄스 발생기 모듈(38)을 포함한다. 펄스 발생기 모듈(38)은 대안적으로 스캐너 장비(예컨대, 공명 조립체(52)) 내에 집적될 수 있다. 수행될 스캔 시퀀스를 표시하기 위해 시스템 제어 컴퓨터(32)가 조작자로부터 명령을 수신하는 것은 링크(40)를 통해서이다. 펄스 발생기 모듈(38)은, 생성될 RF 펄스와 펄스 시퀀스의 타이밍, 강도, 및 형상과, 데이터 획득 창(window)의 길이를 기술하는 명령어, 명령, 및/또는 요청을 송신함으로써 요구되는 펄스 시퀀스를 플레이아웃(즉, 수행)하는 시스템 컴포넌트를 동작시킨다. 펄스 발생기 모듈(38)은 구배 증폭기 시스템(42)에 연결되고, 스캔 동안 사용될 구배 펄스의 타이밍 및 형상을 제어하는 구배 파형이라고 불리는 데이터를 생성한다. 펄스 발생기 모듈(38)은, 환자에 부착된 전극으로부터 ECG 신호와 같은, 환자에 연결된 복수의 상이한 센서들로부터 신호를 수신하는 생리학적 획득 제어기(44)로부터 환자 데이터를 또한 수신할 수 있다. 펄스 발생기 모듈(38)은, 환자의 상태 및 자석 시스템과 연관된 다양한 센서로부터 신호를 수신하는 스캔 룸 인터페이스 회로(46)에 연결된다. 환자 포지셔닝 시스템(48)이, 환자 테이블을 스캔을 위해 요구되는 위치로 이동하기 위한 명령을 수신하는 것은, 또한 스캔 룸 인터페이스 회로(46)를 통해서이다.

[0012] 펄스 발생기 모듈(38)에 의해 생성되는 구배 파형은, G_x , G_y 및 G_z 증폭기들로 이루어지는 구배 증폭기 시스템(42)에 적용된다. 각각의 구배 증폭기는, 획득된 신호를 공간적으로 인코딩하기 위해 사용되는 자기장 구배 펄스를 생성하도록 개발적으로 50이라고 지정된 구배 코일 조립체 내의 대응하는 물리적 구배 코일을 여기시킨다. 구배 코일 조립체(50)는, 초전도 메인 코일(54)을 구비한 극성 초전도 자석을 포함하는 공명 조립체(52)의 일부를 형성한다. 공명 조립체(52)는 전신(whole-body) RF 코일(56), 표면 또는 평행 이미징 코일(76) 또는 이 둘다를 포함할 수 있다. RF 코일 조립체의 코일(56, 76)은 송수신 둘 다를 위해, 또는 송신 전용 또는 수신 전용을 위해 구성될 수 있다. 환자 또는 이미징 대상(70)은 공명 조립체(52)의 원통형 환자 이미징 용적(72) 내에 배치될 수 있다. 시스템 제어 컴퓨터(32) 내의 트랜시버 모듈(58)은, RF 증폭기(60)에 의해 증폭되고, 송수신 스위치(62)에 의해 RF 코일(56, 76)에 연결되는 펄스를 생성한다. 환자 내부의 여기된 핵에 의해 방출된 결과적인 신호는, 동일한 RF 코일(56)에 의해 감지되고, 송수신 스위치(62)를 통해 전치 증폭기(64)에 연결될 수 있다. 대안적으로, 여기된 핵에 의해 방출되는 신호는 평행 또는 표면 코일(76)과 같은 분리된 수신 코일들에 의해 감지될 수 있다. 증폭된 MR 신호는 트랜시버(58)의 수신기 섹션 내에서 복조되고, 필터링되고, 디지털화된다. 송수신 스위치(62)는, 송신 모드 동안 RF 증폭기(60)를 RF 코일(56)에 전기적으로 연결하고, 수신 모드 동안 전치 증폭기(64)를 RF 코일(56)에 연결하도록 펄스 발생기 모듈(38)로부터의 신호에 의해 제어된다. 송수신 스위치(62)는 또한, 별도의 RF 코일(예컨대, 평행 또는 표면 코일(76))이 송신 또는 수신 모드에서 사용되는 것을 가능케 할 수 있다.

[0013] RF 코일(56) 또는 평행 또는 표면 코일(76)에 의해 감지되는 MR 신호는, 송수신기 모듈(58)에 의해 디지털화되고, 시스템 제어 컴퓨터(32) 내의 메모리 모듈(66)에 전달된다. 일반적으로, MR 신호들에 대응하는 데이터의 프레임들은, 이 프레임들이 이미지들을 생성하도록 후속적으로 변형될 때까지, 메모리 모듈(66) 내에 일시적으로 저장된다. 어레이 프로세서(68)는, MR 신호로부터 이미지를 생성하도록, 기지의 변형 방법 - 가장 일반적으로 알려진 것은 푸리에 변환 - 을 사용한다. 이 이미지는, 링크(34)를 통해 컴퓨터 시스템(20)에 전달되며, 컴퓨터 시스템(20)에서 메모리 내에 저장된다. 조작자 콘솔(12)로부터 수신된 명령에 응답해서, 이 이미지 데이터는 장기(long term) 저장 장치 내에 보관될 수 있거나, 이미지 프로세서(22)에 의해 추가적으로 처리되고, 조작자 콘솔(12)에 전달되며, 디스플레이(16) 상에 제시될 수 있다.

[0014] 도 2는 일 실시예에 따른 공명 조립체의 개략적인 측면도이다. 공명 조립체(200)는 도 1에 도시된 MRI 시스템(10)과 같은 MRI 시스템 내에 사용될 수 있다. 공명 조립체(200)는 형태상 원통형이고, 다른 요소들 중에서도, 초전도 자석(202), 구배 코일 조립체(204), 및 RF 코일(206)을 포함한다. 덮개, 지지부, 서스팬션 부재, 엔드 캡(end cap), 브래킷 등과 같은 다양한 다른 요소들이 명료함을 위해 도 2로부터 생략된다. 원통형 환자 용적 또는 보어(bore)(208)는 환자 보어 튜프(210)에 의해 둘러싸여 있다. RF 코일(206)은 원통형이고, 환자 보어 튜브(210)의 외부 표면 주위에 배치되고, 원통형 구배 코일 조립체(204) 내부에 실장된다. 구배 코일 조립체(204)는 이격된 동축 관계로 RF 코일(206) 주위에 배치되며, 구배 코일 조립체(204)는 RF 코일(206)을 원주 방향으로 둘러싸고 있다. 구배 코일 조립체(204)는 자석(202)의 웜 보어(250) 내부에 실장되고, 자석(202)에 의

해 원주 방향으로 둘러싸여 있다.

[0015] 환자 또는 이미징 대상자(212)는 환자 테이블 또는 크레이들(216) 상에서 중심축(예컨대, z축)(214)을 따라 공명 조립체(200) 내로 삽입될 수 있다. 환자 테이블 또는 크레이들(216)은 공명 조립체의 "환자 단부"(242)에서 공명 조립체 내로 삽입되고, 대량 단부는 "서비스 단부"(240)이다. 중심축(214)은, 자석(202)에 의해 생성된 메인 자기장 B0의 방향에 평행한 공명 조립체(200)의 튜브 축을 따라 정렬된다. MR 이미징 분야에서 잘 알려져 있는 바와 같이, RF 코일(206)은, 무선 주파수 펄스(또는 복수의 펄스들)를 환자 또는 대상자(212)에 적용하도록 사용될 수 있고, 대상(212)으로부터 MR 정보를 다시 수신하도록 사용될 수 있다. 구배 코일 조립체(204)는, 기지의 방식으로 이미징 용적 내의 지점들을 공간적으로 인코딩하기 위해 사용되는, 시간 종속적 구배 자기 펄스를 생성한다.

[0016] 초전도 자석(202)은, 예를 들면, 다수의 방사상으로 정렬되고, 종방향으로 이격된 초전도 메인 코일들(218)을 포함할 수 있고, 이 메인 코일들 각각은 대량의 전류를 운반할 수 있다. 초전도 메인 코일(218)은 환자 용적(208) 내에 자기장 B0을 생성하도록 설계된다. 상쇄 코일(252)의 외부 세트는 예컨대, 표유 자기장의 제어를 제공하기 위해 사용된다. 초전도 차폐 코일들(270)(예컨대, 이동 금속 코일들)의 세트는 예컨대, 외부 전자기 장애의 간섭을 방지하기 위해 사용된다. 초전도 메인 코일(218), 상쇄 코일(252), 및 차폐 코일(270)은 크라이오스탯(222) 내에 극저온 환경에 둘러싸여 있다. 극저온 환경은 적절한 임계 온도 미만으로 초전도 코일(218, 252, 270)의 온도를 유지하도록 설계되어, 초전도 코일(218, 252, 270)이 영(zero) 저항을 갖는 초전도 상태에 있게 된다. 저온유지 장치(222)는 예를 들면, 기지의 방식으로 자석 권선을 포함하고 냉각시키기 위한 헬륨 용기(254)와 열 차폐(미도시됨)를 포함할 수 있다. 초전도 자석(202)은 예컨대, 크라이오스탯 용기와 같은 전공용기(220)에 의해 둘러싸인다. 진공 용기(220)는, 진공을 유지하고, 열이 극저온 환경에 전달되는 것을 방지하도록 구성된다. 웜 보어(250)는 진공 용기(220)의 내부 원통형 표면에 의해 규정된다. 리드(272)는 전류 입력을 다양한 초전도 코일(218, 252, 270)에 제공하기 위해 사용된다.

[0017] 구배 코일 조립체(204)는 예를 들면, 자체 차폐되는 구배 코일 조립체일 수 있다. 구배 코일 조립체(204)는, 공통 축(214)에 대해 동심원의 배열로 배치되는, 원통형 내부 구배 코일 조립체 또는 권선(224)과 원통형 외부 구배 코일 조립체 또는 권선(226)을 포함한다. 내부 구배 코일 조립체(224)는 내부 (또는 메인) X-, Y- 및 Z-구배 코일을 포함하고, 외부 구배 코일 조립체(226)는 각각의 외부 (또는 차폐) X-, Y- 및 Z-구배 코일을 포함한다. 구배 코일 조립체(204)의 코일은, MR 이미징에서 요구되는 바와 같이 환자 용적(208)에서 구배 필드를 생성하도록 코일을 통해 전류를 통과시킴으로써 활성화될 수 있다. 내부 구배 코일 조립체(224)와 외부 구배 코일 조립체(226)간의 용적(238) 또는 공간이, 예컨대, 에폭시 수지, 점탄성 수지, 폴리우레탄 등과 같은 본딩 물질로 채워질 수 있다. 대안적으로, 유리 비드(glass bead), 실리카, 및 알루미나와 같은 충전 물질을 갖는 에폭시 수지가 본딩 물질로서 사용될 수 있다. 도 1 및 2에 대해 위에서 설명된 원통형 조립체와는 다른 자석 및 구배 토플로지가 사용될 수 있다는 것을 이해해야 한다. 예를 들면, 개방형 아키텍처 MRI 시스템은 아래에서 설명된 바와 같이 발명의 실시예를 또한 활용할 수 있다.

[0018] 초전도 자석(202)은 설치 및 기동 동안 여자(램핑)되고, 설치 후에 MRI 시스템의 동작 수명 동안 추가적인 에너지를 또한 요구할 수 있다. 도 3은 일 실시예에 따라 초전도 자석을 여자하기 위한 시스템의 개략적 회로도이다. 시스템(302)은 초전도 자석의 메인 코일(308) 내에 전류를 유도하고, 실온 환경으로부터의 전기 에너지를 극저온 환경 내의 초전도 자석에 도입하도록 구성된다. 메인 코일(308)은 도 2에 도시된 헬륨 용기(254)와 같은 극저온 환경(점선 306으로 표시됨) 내에 포함된다. 메인 코일(308) 내의 전류가 증가됨에 따라, 메인 코일(308)에 의해 생성된 자기장이 증가된다. 따라서, 시스템(302)은, 아래에서 더 설명되는 바와 같이 메인 코일(308)에 에너지를 제공하기 위해 사용될 수 있다. 시스템(302)은, 극저온 환경(306) 내에 배치되는 제1 코일(C1)(310)을 포함한다. 제1 코일(310)은 권선들(C11과 C12)과 같은 하나 이상의 권선 또는 코일을 포함할 수 있다. 제1 코일(310)은, 메인 코일(308)과 유도 연결되지 않도록 구성된다. 일 실시예에서, 제1 코일(310)은 도 2에 도시된 차폐 코일(270)과 같은 차폐 코일이다.

[0019] 제1 코일(C2)(314)은 제1 코일(310)에 연결된다. 제2 코일(314)은, 초전도 자석 크라이오스탯의 외부에 실온 환경(점선(304)에 의해 표시됨)에 배치된다. 제2 코일(314)은, 메인 코일(308)과 유도 연결되도록 구성된다. 제2 코일(314)은 저항 코일이고, 예를 들면, 절연된 구리선의 다중 권선들일 수 있다. 일 실시예에서, 제2 코일(314)이 MRI 시스템의 공명 조립체, 예를 들면, 도 2에 도시된 공명 조립체(200) 내에 배치된 별도의 코일이다. 제2 코일(314)은 도 2에 도시된 바와 같이, 공명 조립체 내에서 다양한 방사상 위치들에 배치될 수 있다. 예를 들면, 제2 코일(314)은, 웜 보어(250)와 구배 코일 조립체(204) 사이의 공간 내에 삽입될 수 있다. 바람직하게, 제2 코일(314)은 자축 방향 주위에 배치된다. 도 3을 다시 보면, 이 실시예에서, 제2 코일(314)은 예

컨대, 포인트 b와 c 사이에 그리고 포인트 f와 g 사이의 물리적 연결부들을 사용해서 제1 코일(310)에 연결될 수 있다. 물리적 연결은 예를 들면, 크라이오스텟으로의 전류 리드(272)를 사용해서 이루어질 수 있다. 물리적 연결부들은, 예를 들면, 전기 플러그 및 수용부(receptacle) 세트일 수 있다. 자석을 램핑하기 전에, 제1 코일(310)과 제2 코일(314)이 연결된다. 제1 코일(310)과 제2 코일(314)은 램핑 후에 연결이 끊길 수 있다. 일 실시예에서, 제2 코일(314)은 램핑 후에 공명 조립체로부터 제거될 수 있다. 공명 조립체에 대한 액세스는 공명 조립체의 서비스 단부(240)(도 2에 도시됨)에서 제공될 수 있다.

[0020] 다른 실시예에서, 제2 코일(314)은, 예를 들면, 휴대용 하우징에서 MRI 시스템의 외부에 있는 별도의 코일일 수 있다. 도 5는 일 실시예에 따라 초전도 자석을 여자하기 위한 시스템에서 사용하기 위한 휴대용 장치의 개략적 블록도이다. 도 5에서, 제2 코일(514)은 저항 코일이고, 예를 들면, 절연된 구리선의 다중 권선들일 수 있다. 제2 코일(314)은 휴대용 하우징(540) 내에 들러싸여 있을 수 있다. 제어기(520)와 사용자 인터페이스(532)는 제2 코일(514)에 연결되고, 제2 코일이 초전도 자석의 메인 코일에 자기적으로 연결되게 하기 위해, 제1 코일(미도시됨) 내에서뿐만 아니라 제2 코일(514) 내의 전류를 제어하기 위해 사용될 수 있다. 전력 입력부(534)는, 예컨대 AC 주파수를 가진 저전류 AC 전원과 같은, 외부 전원(520)에 연결되고, 이 외부 전원(520)으로부터 전력을 수신한다. 제2 코일(514)은 MRI 시스템 공명 조립체 근처 또는 그 내부에 (예컨대, 환자 보어 튜브 내의 환자 이미징 공간 내에) 배치된다. 또한, 제2 코일(514)은 연결부(550)를 경유해 제1 코일(도 3에 도시됨)에 연결될 수 있다. 연결부(550)는 물리적 연결부일 수 있다. 도 3을 다시 보면, 물리적 연결부가 포인트 b와 c 사이에 그리고 포인트 f와 g 사이에 있을 수 있다. 물리적 연결부들은 예를 들면, 크라이오스텟으로의 전류 리드(272)(도 2에 도시됨)를 사용해서 이루어질 수 있다. 물리적 연결부들은, 예를 들면, 전기 플러그 및 수용부(receptacle) 세트일 수 있다. 자석을 램핑하기 전에, 제1 코일(310)과 제2 코일(314)이 연결된다. 제1 코일(310)과 제2 코일(314)은 램핑 후에 연결이 끊길 수 있다. 공명 조립체에 대한 액세스는 공명 조립체의 서비스 단부(240)(도 2에 도시됨)에서 제공될 수 있다.

[0021] 도 3에서, 전원(320)은 스위치(K1)(316), 스위치(K2)(318), 및 초전도 스위치(S1)(312)를 경유해 제1 코일(310)과 제2 코일(314)에 또한 연결된다. 언급된 바와 같이, 전원은 예를 들면, AC 주파수를 갖는 저전류 AC 전원일 수 있다. 제어기(미도시됨)는 시스템(302)의 동작을 제어하기 위해 사용되고, 예를 들면, MRI 시스템 제어 컴퓨터(32)(도 1에 미도시됨)의 제어기일 수 있거나, 제2 코일(314)과 전원(320)에 연결된 별도의 외부 제어기일 수 있다. 시스템(320)은, 전류를 메인 코일(308)에 도입하기 위해 제2 코일(314)이 메인 코일(308)에 자기적으로 연결되도록 제어됨으로써, 메인 코일(308) 내의 전류를 증가시켜 메인 자기장의 증가를 초래한다. 특히, 스위치(312, 316, 및 318)와 전원(320)은, 목표 전류(및 목표 자기장 세기)에 도달하도록 메인 코일(308)의 전류를 증가시키기 위해 제어된다. 이하의 표 1은, 메인 코일(308)을 여자하도록 시스템(302)을 활용하기 위한 예시적인 동작 사이클을 보여준다.

표 1

단계	S1	K1	K2	I0	I1	I2
1	열림	닫힘	열림	0	I1	0
2	닫힘	닫힘	열림	0	I1	0
3	닫힘	열림	닫힘	0	I2	I2
4	열림	열림	닫힘	$\Delta I0$	0	0
5	열림	닫힘	열림	$\Delta I0$	0	0

[0023] 제1 단계에서, 스위치들(312, 318)이 열리고, 스위치(316)는 닫히며, 전원은, 루프 a-b-c-d-e-f-g-h-a를 통해 흐르는 입력 전류(I1)를 제공한다. 제2 단계에서, 전원 전류는 철회(withdraw)되고, 스위치(312)가 닫혀서 전류(I1)가 루프 c-d-e-f를 통해 흐르게 된다. 제3 단계에서, 스위치(316)가 열리고, 스위치(318)가 닫힌다. 전류(I1)는 루프 c-d-e-f를 통해 여전히 흐른다. 제4 단계에서, 스위치(312)가 열려서, 전류(I1)가 루프 b-c-d-e-f-g-b를 통해 영으로 감쇠되게 한다. 제2 코일(314)은 사이클 동안 루프 A-B-C-D를 통해 메인 코일(308) 내에 전류 $\Delta I0$ 를 유도한다. 제5 단계에서, 스위치(316)가 닫힌다. 만약 메인 코일(308) 내의 전류가 목표 전류에 도달되지 않았다면, 이 단계들이 반복된다. 메인 코일(308) 내의 전류가 목표 전류에 도달할 때, 이 프로세스가 중지된다. 만약 적절하다면, 제2 코일(314)은 제1 코일(310)로부터 연결이 끊기고, 일부 실시예에서, MRI 시스템으로부터 제거될 수 있다.

[0024] 액체 헬륨의 잠재적 손실을 제거하도록, 극저온 환경과 실온 환경간의 임의의 물리적 연결을 제거하는 것이 또한 이로울 것이다. 도 4는 일 실시예에 따라 초전도 자석을 여자하기 위한 시스템의 개략적 회로도이다. 시스

템(402)은 초전도 자석의 메인 코일(308) 내에 전류를 유도하고, 실온 환경으로부터의 전기 에너지를 극저온 환경 내의 초전도 자석에 도입하도록 구성된다. 메인 코일(408)은 도 2에 도시된 헬륨 용기(254)와 같은 극저온 환경(점선 406으로 표시됨) 내에 포함된다. 메인 코일(408) 내의 전류가 증가됨으로, 메인 코일(408)에 의해 생성된 자기장이 증가된다. 따라서, 시스템(402)은, 아래에서 더 설명되는 바와 같이 메인 코일(408)에 에너지를 제공하기 위해 사용될 수 있다. 시스템(402)은, 초전도 자석 크라이오스탯의 외부에 실온 환경(점선(404)에 의해 표시됨) 내에 배치되는 제1 코일(C1)(410)을 포함한다. 제1 코일(410)은 저항 코일이고, 권선들(C11과 C12)과 같은 하나 이상의 권선 또는 코일을 포함할 수 있다. 제1 코일(310)은, 메인 코일(408)과 유도 연결되지 않도록 구성된다.

[0025] 일 실시예에서, 제1 코일(410)이 MRI 시스템의 공명 조립체, 예를 들면, 도 2에 도시된 공명 조립체(200) 내에 배치된 제2 코일이다. 제1 코일(410)은 도 2에 도시된 바와 같이, 공명 조립체 내에서 다양한 방사상 위치들에 배치될 수 있다. 예를 들면, 제1 코일(410)은, 웜 보어(250)와 구배 코일 조립체(204) 사이의 공간 내에 삽입될 수 있다. 도 3을 참조하면, 다른 실시예에서, 제1 코일(310)은 구배 코일의 일부이고, 예를 들면, 도 2에 도시된 구배 코일 조립체(204) 내에 있다. 예를 들면, 축방향 z-구배 코일의 절반은 제1 코일(410)로서 사용될 수 있다. 다른 실시예에서, 제1 코일(410)은, 예를 들면, 도 6에 대해 이하에서 더 자세히 논의되는 바와 같이, 휴대용 하우징 내에서 MRI 시스템의 외부에 있는 별도의 코일일 수 있다.

[0026] 제2 코일(C2)(414)은 제1 코일(410)에 연결된다. 제2 코일(414)은 초전도 자석 크라이오스탯의 외부에 있는 실내 온도 환경 내에 또한 배치된다. 제2 코일(414)은, 메인 코일(408)과 유도 연결되지 않도록 구성된다. 제2 코일(414)은 저항 코일이고, 예를 들면, 절연된 구리선의 다중 권선들일 수 있다. 일 실시예에서, 제2 코일(414)은, MRI 시스템의 공명 조립체, 예를 들면, 도 2에 도시된 공명 조립체(200) 내에 배치된 별도의 코일이다. 제2 코일(414)은 도 2에 도시된 바와 같이, 공명 조립체 내에서 다양한 방사상 위치들에 배치될 수 있다. 예를 들면, 제2 코일(414)은, 웜 보어(250)와 구배 코일 조립체(204) 사이의 공간 내에 삽입될 수 있다. 바람직하게, 제2 코일(414)은 자축 방향 주위에 배치된다. 도 4를 다시 보면, 제2 코일(414)은 예컨대, 포인트 b와 c 사이에 그리고 포인트 f와 g사이의 물리적 연결부들을 사용해서 제1 코일(410)에 연결될 수 있다. 물리적 연결부들은 예를 들면, 전기적 플러그와 수용부 세트일 수 있다. 자석을 램핑하기 전에, 제1 코일(410)과 제2 코일(414)이 연결된다. 제1 코일(410)과 제2 코일(414)은 램핑 후에 연결이 끊길 수 있다. 일 실시예에서, 제2 코일(414)은 램핑 후에 공명 조립체로부터 제거될 수 있다. 공명 조립체에 대한 액세스는 공명 조립체의 서비스 단부(240)(도 2에 도시됨)에서 제공될 수 있다.

[0027] 다른 실시예에서, 제2 코일(414)은, 예를 들면, 도 5에 대해 위에서 설명된 바와 같이 휴대용 하우징에서 MRI 시스템의 외부에 있는 별도의 코일일 수 있다. 위에서 언급된 바와 같이, 제1 코일(410)은 또한, MRI 시스템의 외부에 있을 수 있다. 도 6은 일 실시예에 따라 초전도 자석을 여자하기 위한 시스템에서 사용하기 위한 휴대용 장치의 개략적 블록도이다. 도 6에서, 제1 코일(610)과 제2 코일(614)은 저항 코일이고, 예를 들면, 절연된 구리선의 다중 권선들일 수 있다. 제1 코일(610)과 제2 코일(614) 둘 다는 휴대용 하우징(640) 내에 둘러싸일 수 있다. 제어기(620)와 사용자 인터페이스(632)는 제2 코일(614)에 연결되고, 제2 코일(614)이 초전도 자석의 메인 코일에 자기적으로 연결되게 하기 위해 제1 코일(610)과 제2 코일(614)의 전류를 제어하기 위해 사용될 수 있다. 전력 입력부(634)는, 예컨대 AC 주파수를 가진 저전류 AC 전원과 같은, 외부 전원(620)에 연결되고, 이 외부 전원(620)으로부터 전력을 수신한다. 시스템(602)은 MRI 시스템 공명 조립체 근처 또는 그 내부에 (예컨대, 환자 보어 튜브 내의 환자 이미징 공간 내에) 배치된다. 또한, 제2 코일(614)은 연결부(650)를 경유해 제1 코일에 연결될 수 있다. 연결부(650)는 물리적 연결부일 수 있다. 도 4를 다시 보면, 물리적 연결은 포인트 b와 c 사이에 그리고 포인트 f와 g사이에 있을 수 있다. 물리적 연결부는 예를 들면, 전기적 플러그와 수용부 세트일 수 있다.

[0028] 도 4의 예시적인 실시예에서, 전원(420)은 스위치(K1)(416)와 스위치(K2)(418)를 경유해 제1 코일(410)과 제2 코일(414)에 또한 연결된다. 언급된 바와 같이, 전원(420)은 예를 들면, AC 주파수를 갖는 저전류 AC 전원일 수 있다. 제어기(미도시됨)는 시스템(302)의 동작을 제어하기 위해 사용되고, 예를 들면, MRI 시스템 제어 컴퓨터(32)(도 1에 미도시됨)의 제어기일 수 있거나, 제2 코일(414)과 전원(420)에 연결된 별도의 외부 제어기일 수 있다. 시스템(402)은, 전류를 메인 코일(408)에 도입하도록 제2 코일(414)이 메인 코일(408)에 자기적으로 연결되도록 제어함으로써, 메인 코일(408) 내의 전류를 증가시켜 메인 자기장의 증가를 초래한다. 특히, 스위치(312, 416, 및 418)와 전원(420)은, 목표 전류(및 목표 자기장 세기)에 도달하도록 메인 코일(408) 내의 전류를 증가시키기 위해 제어된다. 이하의 표 2는, 메인 코일(408)을 여자하도록 시스템(402)을 활용하기 위한 예시적인 동작 사이클을 보여준다.

표 2

단계	K1	K2	I0	I1	I2
1	닫힘	열림	0	I1	0
2	열림	닫힘	0	I2	I2
3	열림	닫힘	$\Delta I0$	0	0
4	닫힘	열림	$\Delta I0$	0	0

[0029] 제1 단계에서, 스위치(416)는 닫히고, 스위치(418)는 열리며, 전원은 루프 a-b-e-f-a를 통해 흐르는 입력 전류(I1)를 제공한다. 제2 단계에서, 스위치(416)는, 스위치(418)가 닫히는 것과 동시에 열려서, 전류(I2)가 루프 b-e-d-c-b를 통해 흐르게 된다. 제3 단계에서, 전류(I2)는 영으로 감쇠되기 시작하고, 이 주기 동안에 루프 A-B-C-D를 통해 메인 코일(408) 내에 전류 $\Delta I0$ 를 유도할 것이다. 제4 단계에서, 전류(I2)가 영으로 접근함에 따라, 스위치(416)는 닫히고, 스위치(418)는 열린다. 만약 메인 코일(408) 내의 전류가 목표 전류에 도달되지 않았다면, 이 단계들이 반복된다. 메인 코일(408) 내의 전류가 목표 전류에 도달할 때, 이 프로세스가 중지된다. 만약 적절하다면, 제2 코일(414)은 제1 코일(410)로부터 연결이 끊기고, 일부 실시예에서, MRI 시스템으로부터 제거될 수 있다.

[0031] 위에서 설명된 방법에 따라 초전도 자석을 여자하기 위한 컴퓨터 실행가능 명령어는, 컴퓨터 판독가능 매체의 형태 상에 저장될 수 있다. 컴퓨터 판독가능 매체는, 컴퓨터 판독가능 명령어, 데이터 구조, 프로그램 모듈, 또는 기타 데이터와 같은 정보를 저장하는 임의의 방법 또는 기술로 구현되는 휘발성 및 비휘발성, 이동식 및 비이동식 매체를 포함한다. 컴퓨터 판독가능 매체는, RAM(random access memory), ROM(read-only memory), EEPROM(electrically erasable programmable read-only memory), 플래시 메모리 또는 다른 메모리 기술, CD-ROM(compact disk ROM), DVD(digital versatile disk) 또는 다른 광 디스크 저장소, 자기 카세트, 자기 테이프, 자기 디스크 저장소 또는 다른 자기 저장 장치, 또는 원하는 명령어를 저장하기 위해 사용될 수 있고, 인터넷 또는 액세스의 다른 컴퓨터 네트워크 형태에 의한 것을 포함해서, 시스템(10)(도 1에 도시됨)에 의해 액세스될 수 있는 임의의 다른 매체를 포함하지만, 이들로 제한되지는 않는다.

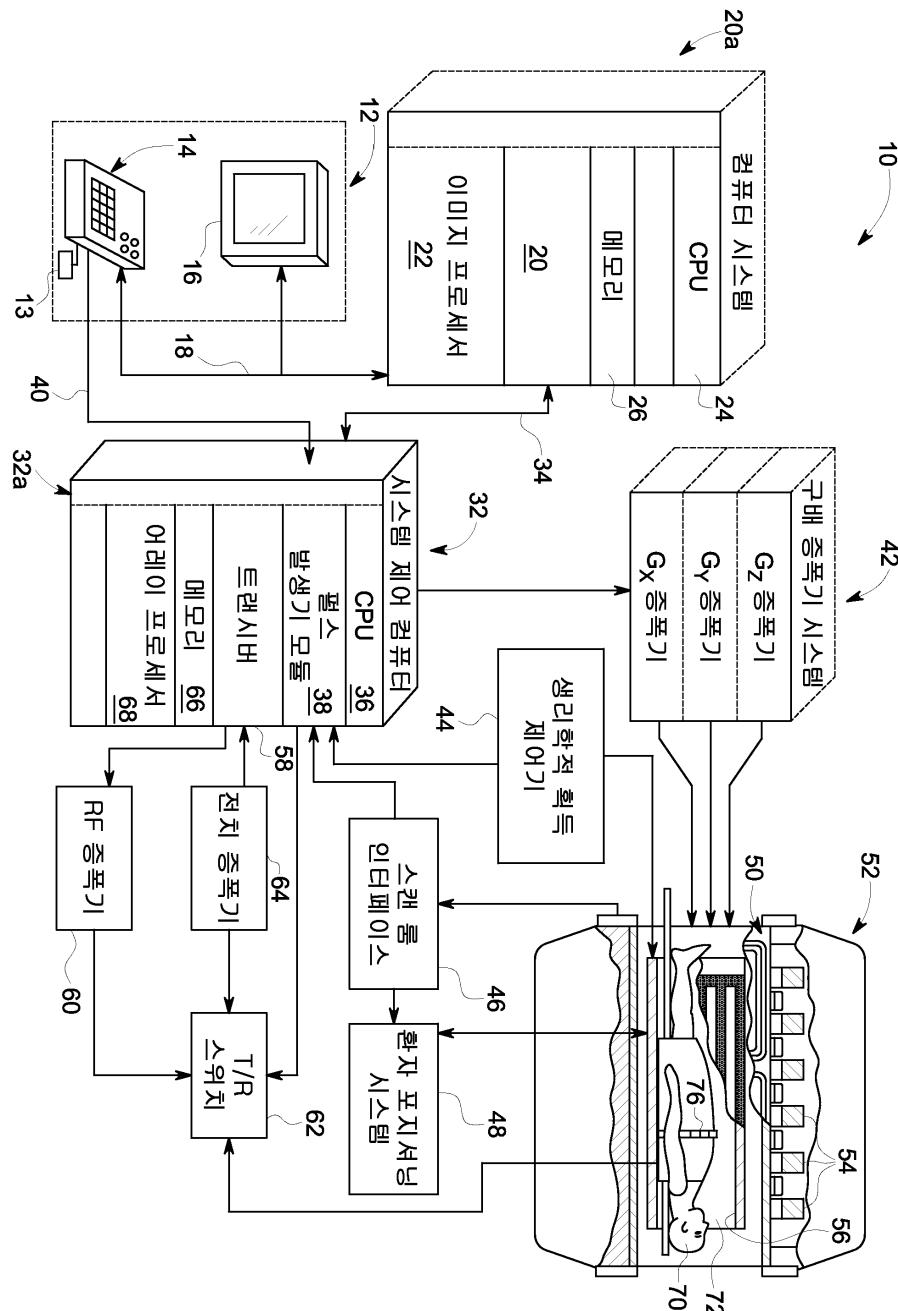
[0032] 개시된 방법 및 시스템의 기술적 효과는, MRI 시스템 내의 초전도 자석을 여자하기 위한 컴퓨터 구현된 기술을 제공하는 것이다.

[0033] 전술한 설명은 본 발명을 개시하기 위해 예들을 사용했고, 최상의 모드를 포함하며, 또한, 당업자가 본 발명을 제조하고 이용하게 할 수 있다. 본 발명의 특허가능한 범위는 특허청구범위에 의해 정해지며, 그리고 당업자가 떠올릴 수 있는 다른 예들을 포함할 수 있다. 이러한 다른 예들은 해당 예들이 특허청구범위의 문자 그대로의 언어와 상이하지 않은 구조적 요소들을 구비하는 경우, 또는 그러한 예들이 특허청구범위의 문자 그대로의 언어와 크지 않은 차이를 갖는 균등한 구조적 요소들을 포함하는 경우, 특허청구범위 내에 있는 것으로 의도된다. 임의의 프로세스 또는 방법 단계들의 순서 및 시퀀스는 대안적인 실시예에 따라 변화되거나 재배열될 수 있다.

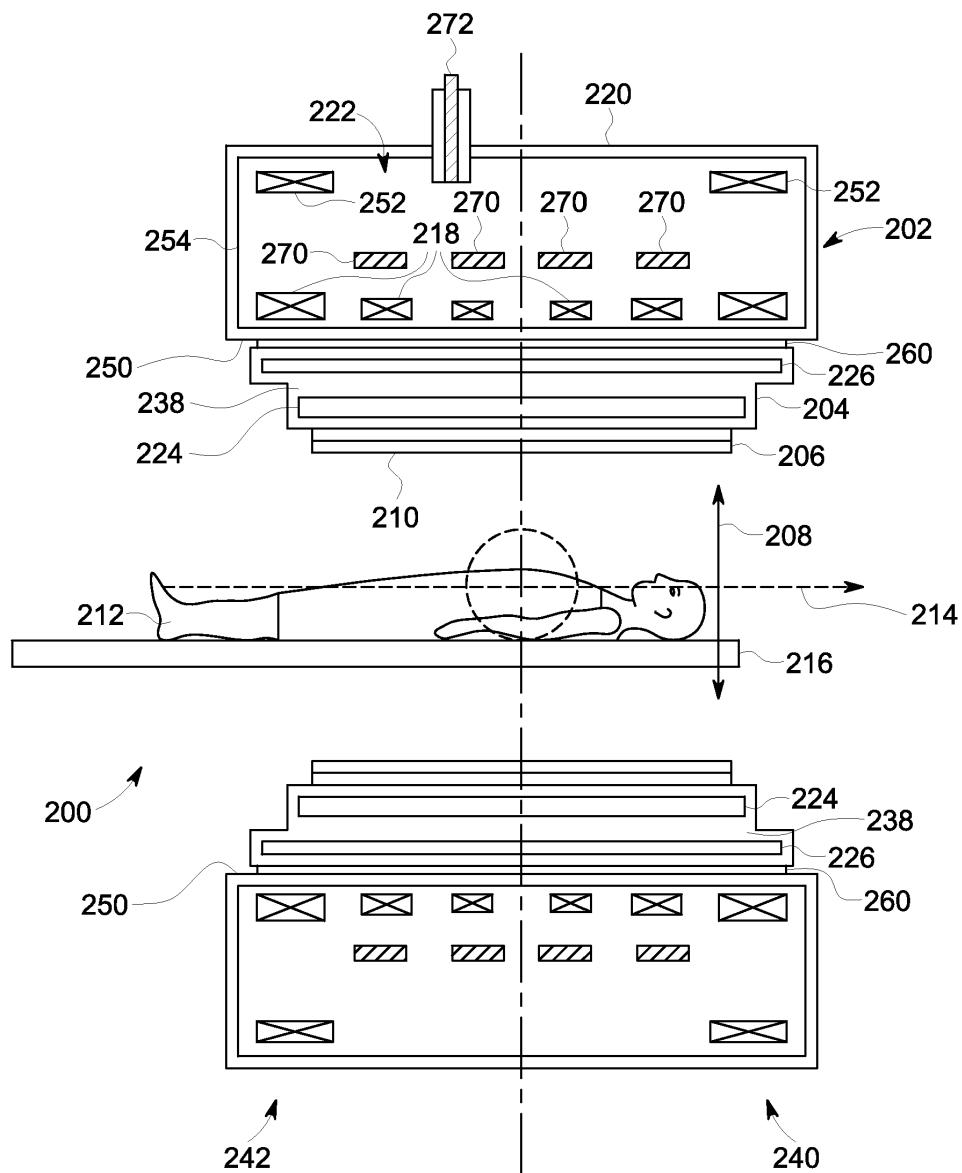
[0034] 많은 다른 변경 및 수정은 본 발명의 정신으로부터 이탈하지 않고 본 발명에 대해 수행될 수 있다. 이 변경 및 다른 변경의 범위는 첨부된 청구항들로부터 명백할 것이다.

도면

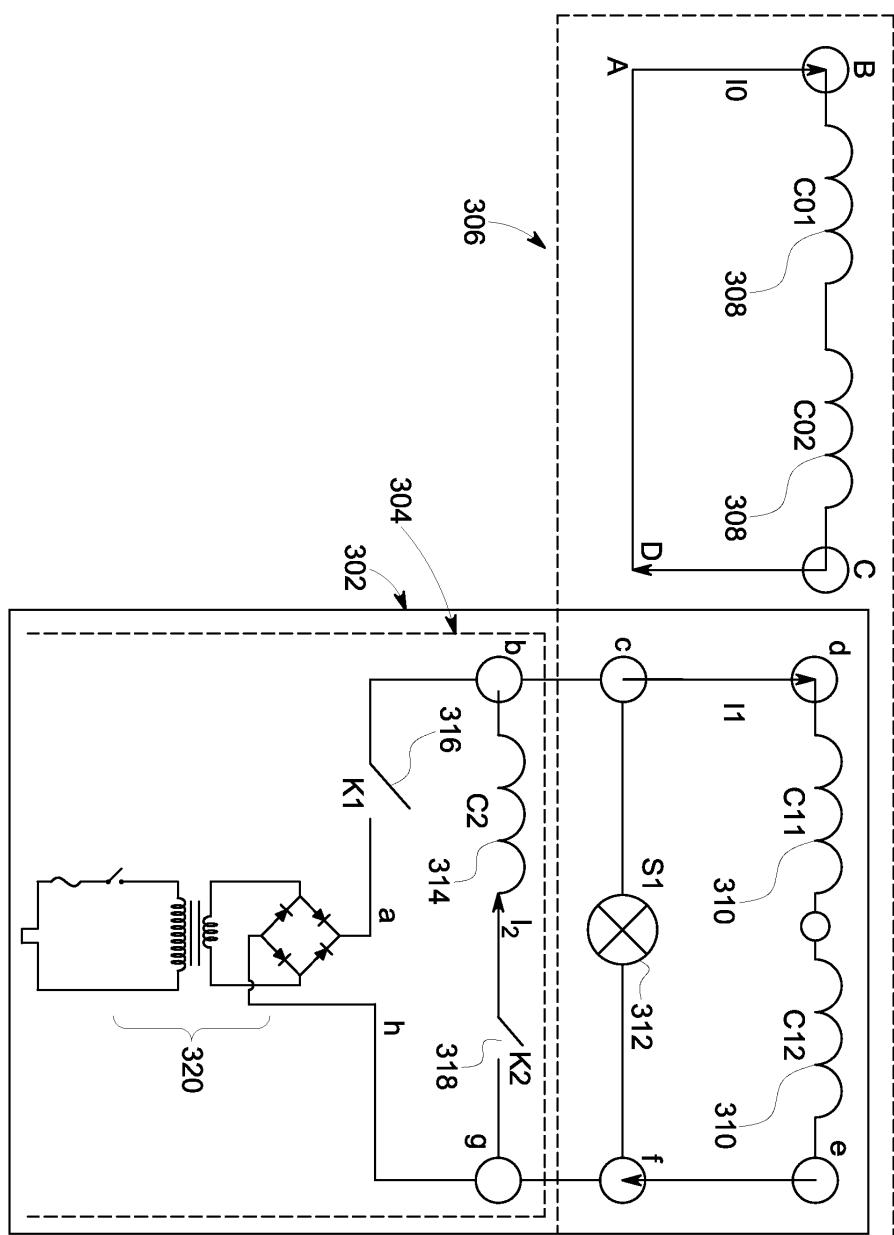
도면1



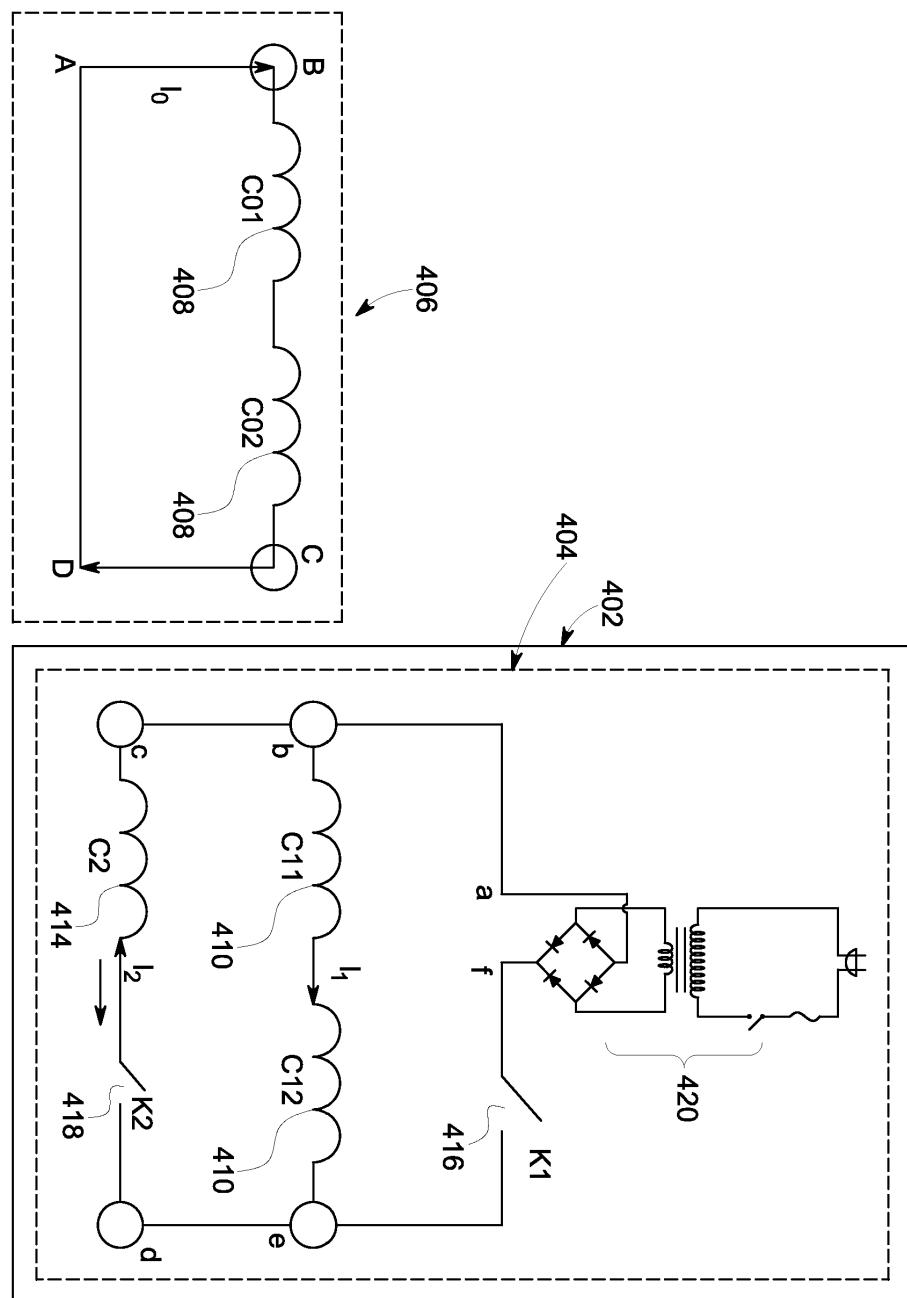
도면2



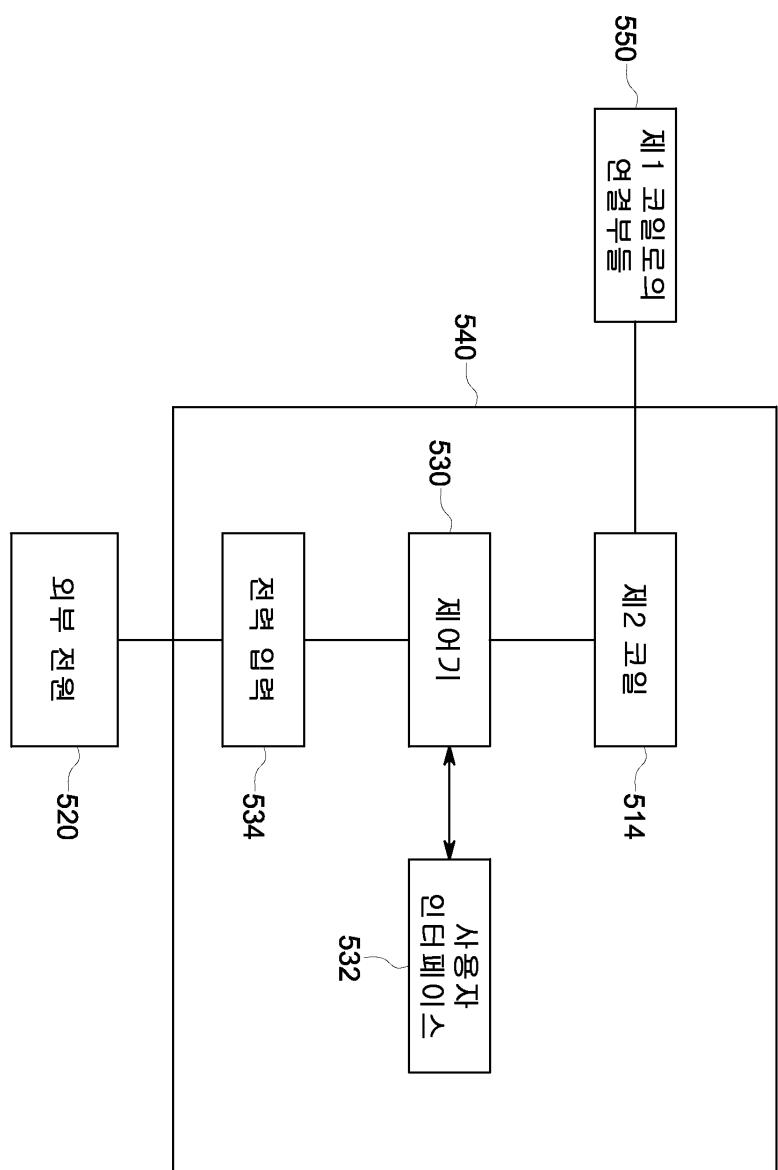
도면3



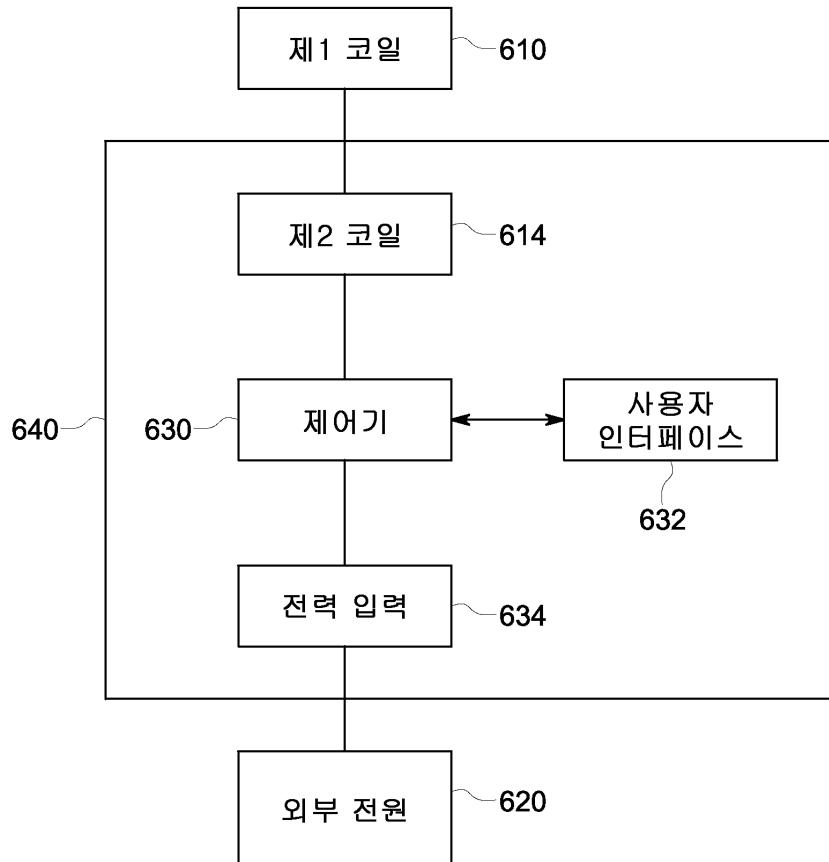
도면4



도면5



도면6



【심사관 직권보정사항】

【직권보정 1】

【보정항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 1

【변경전】

자기 공명 이미징(magnetic resonance imaging; MRI) 시스템 내의 초전도 자석의 메인 코일(main coil)을 여자하기 위한 시스템에 있어서,

상기 초전도 자석의 메인 코일을 둘러싸는 하우징을 포함하는 크라이오스탯(cryostat);

상기 크라이오스탯의 하우징 내에 배치된 제1 코일;

제1 스위치를 통해 상기 제1 코일에 연결되고, 상기 크라이오스탯의 하우징의 외부에 배치되며, 상기 메인 코일에 유도 결합되도록 구성된 제2 코일;

상기 크라이오스탯의 하우징의 외부에 배치되고, 제2 스위치를 통해 상기 제2 코일 및 상기 제1 코일에 연결되는 전원; 및

상기 전원, 상기 제2 코일 및 상기 제1 코일에 연결되고, 상기 메인 코일 내에 전류를 유도하기 위해 상기 제2 코일 및 상기 제1 코일을 제어하도록 구성된 제어기

를 포함하는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템 내의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

【변경후】

자기 공명 이미징(magnetic resonance imaging; MRI) 시스템 내의 초전도 자석의 메인 코일(main coil)을 여자하기 위한 시스템에 있어서,

상기 초전도 자석의 메인 코일을 둘러싸는 하우징을 포함하는 크라이오스탯(cryostat);

상기 크라이오스탯의 하우징 내에 배치된 제1 코일;

제1 스위치를 통해 상기 제1 코일에 연결되고, 상기 크라이오스탯의 하우징의 외부에 배치되며, 상기 메인 코일에 유도 결합되도록 구성된 제2 코일;

상기 크라이오스탯의 하우징의 외부에 배치되고, 제2 스위치를 통해 상기 제2 코일 및 상기 제1 코일에 연결되는 전원; 및

상기 전원, 상기 제2 코일 및 상기 제1 코일에 연결되고, 상기 메인 코일 내에 전류를 유도하기 위해 상기 제2 코일 및 상기 제1 코일을 제어하도록 구성된 제어기

를 포함하는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템 내의 초전도 자석의 메인 코일을 여자하기 위한 시스템.

【직권보정 2】

【보정항목】 발명(고안)의 설명

【보정세부항목】 발명의 명칭

【변경전】

MRI 시스템의 초전도 자석을 여자하기 위한 시스템 및 방법{SYSTEM AND METHOD FOR ENERGIZING A SUPERCONDUCTING MAGNET OF AN MRI SYSTEM}

【변경후】

MRI 시스템의 초전도 자석을 여자하기 위한 시스템{SYSTEM FOR ENERGIZING A SUPERCONDUCTING MAGNET OF AN MRI SYSTEM}