

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2017년 10월 12일 (12.10.2017)



(10) 국제공개번호
WO 2017/176012 A1

(51) 국제특허분류:

A61B 5/055 (2006.01) G01R 33/36 (2006.01)
G01R 33/46 (2006.01) G01R 33/38 (2006.01)
G01R 33/421 (2006.01) G01R 33/48 (2006.01)

(21) 국제출원번호: PCT/KR2017/003616

(22) 국제출원일: 2017년 4월 3일 (03.04.2017)

(25) 출원언어: 한국어

(26) 공개언어: 한국어

(30) 우선권정보:
10-2016-0041225 2016년 4월 4일 (04.04.2016) KR

(71) 출원인: 한국표준과학연구원 (KOREA RESEARCH INSTITUTE OF STANDARDS AND SCIENCE) [KR/KR]; 34113 대전시 유성구 가정로 267, Daejeon (KR).

(72) 발명자: 이성주 (LEE, Seong-Joo); 35201 대전시 서구 만년로 45, 103-1113, Daejeon (KR). 김기웅 (KIM, Kiwoong); 34069 대전시 유성구 반석동로 33, 502-903, Daejeon (KR). 유권규 (YU, Kwon-Kyu); 34195 대전시

유성구 동서대로 725, 1207-202, Daejeon (KR). 심정현 (SHIM, Jeong-Hyun); 34119 대전시 유성구 가정로 63, 107-1502, Daejeon (KR). 황성민 (HWANG, Seong-min); 34008 대전시 유성구 송강로 42 번길 61, 514-1003, Daejeon (KR).

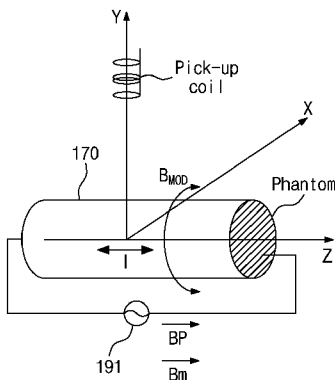
(74) 대리인: 특허법인 누리 (NURY PATENT LAW FIRM); 06131 서울시 강남구 테헤란로 25길 15-5, 4층, Seoul (KR).

(81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

[다음 쪽 계속]

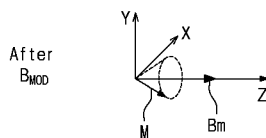
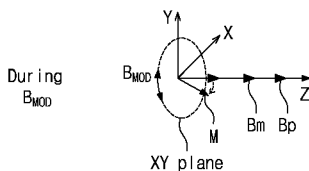
(54) Title: ULTRA-LOW-FIELD NUCLEAR MAGNETIC RESONANCE DEVICE

(54) 발명의 명칭: 극저자기장 핵자기 공명 장치



(57) Abstract: The present invention provides an ultra-low-field nuclear magnetic resonance device and an ultra-low-field nuclear magnetic resonance image measurement method. The ultra-low-field nuclear magnetic resonance device comprises: an alternating current power source for providing a current to an object to be measured such that the current flows through the object to be measured; a magnetic field measurement means disposed adjacent to the object to be measured; and a measurement bias magnetic field generation means for applying a measurement bias magnetic field corresponding to a proton magnetic resonance frequency of the object to be measured. A vibration frequency of the alternating current power source matches the proton magnetic resonance frequency of the object to be measured, and the magnetic field measurement means measures a nuclear magnetic resonance signal generated from the object to be measured.

(57) 요약서: 본 발명은 극저자기장 핵자기 공명 장치 및 극저자기장 핵자기 공명 영상 측정 방법을 제공한다. 이 극저자기장 핵자기 공명 장치는 측정 대상에 전류가 흐르도록 상기 측정 대상에 전류를 제공하는 교류 전원; 상기 측정 대상에 근접하게 배치된 자기장 측정 수단; 및 상기 측정 대상의 양성자 자기 공명 주파수에 대응하는 측정 바이어스 자기장을 인가하는 측정 바이어스 자기장 발생 수단을 포함한다. 상기 교류 전원의 진동 주파수는 상기 측정 대상의 양성자 자기 공명 주파수와 일치하고, 상기 자기장 측정 수단은 상기 측정 대상으로부터 발생하는 핵자기 공명 신호를 측정한다.





(84) **지정국** (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,

SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

명세서

발명의 명칭: 극저자장 핵자기 공명 장치

기술분야

- [1] 본 발명은 극저자장 MRI 기반한 전류 영상을 제공하는 것에 관한 것으로, 더 구체적으로, 외부 교류 전류원에 의하여 인가된 교류 전류에 의한 변조 자기장과 측정 바이어스 자기장 하의 핵스핀을 공명시킴으로써 교류 전류에 대한 영상을 제공하는 핵자기 공명 전기 임피던스 토모그래피(Magnetic resonance electrical impedance tomography; MREIT)에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 무회전 자기공명 임피던스 단층촬영법(Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography, MREIT)은 수학-생체전자기학-의공학기반의 다학제적 융복합기술에 의해 개발된 새로운 생체 전기임피던스 영상법이다. MREIT는 생체를 MRI 장치 내에서 회전하지 않고 생체 내의 도전을 및 전류밀도 영상을 제공할 수 있다.
- [3] 종래의 MREIT는 고자기장 MRI에서 수행되었다.
- [4] 본 발명에 따르면, 강한 정자기장을 사전 자화 자기장과 측정 바이어스 자기장으로 분리한 극저자기장 MRI에서, MREIT 영상이 획득될 수 있는 방안을 제시한다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [5] 본 발명의 해결하고자 하는 일 기술적 과제는 극저자기장 핵자기 공명 장치를 이용하여 외부 전류원에 의한 전류 영상을 획득하는 장치 및 방법을 제공하는 것이다.

과제 해결 수단

- [6] 본 발명의 일 실시예에 따른 극저자기장 핵자기 공명 장치는 측정 대상에 전류가 흐르도록 상기 측정 대상에 전류를 제공하는 교류 전원; 상기 측정 대상에 근접하게 배치된 자기장 측정 수단; 및 상기 측정 대상의 양성자 자기 공명 주파수에 대응하는 측정 바이어스 자기장을 인가하는 측정 바이어스 자기장 발생 수단을 포함한다. 상기 교류 전원의 진동 주파수는 상기 측정 대상의 양성자 자기 공명 주파수와 일치하고, 상기 자기장 측정 수단은 상기 측정 대상으로부터 발생하는 핵자기 공명 신호를 측정한다.
- [7] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 측정 대상을 사전 자화시키는 사전 자화 자기장을 인가하는 사전 자화 자기장 발생 수단을 더 포함할 수 있다. 상기 사전 자화 자기장의 방향은 상기 측정 바이어스 자기장의 방향과 일치할 수 있다.
- [8] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 측정 대상을 사전 자화시키는 사전 자화 자기장을 생성하는 사전 자화 자기장 발생 수단; 및 상기 측정 대상의 자화의

방향을 상기 측정 바이어스 자기장의 방향으로 전환하는 여기 자기장을 생성하는 여기 자기장 발생 수단을 더 포함할 수 있다. 상기 사전 자화 자기장의 방향은 상기 측정 바이어스 자기장의 방향과 수직하고, 상기 여기 자기장은 상기 자화의 방향을 상기 측정 바이어스 자기장 방향으로 회전시킬 수 있다.

[9] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 여기 자기장 발생 수단은 원편광 여기 자기장을 생성할 수 있다.

[10] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 측정 대상을 사전 자화시키는 사전 자화 자기장을 인가하는 사전 자화 자기장 발생 수단을 더 포함할 수 있다. 상기 사전 자화 자기장의 방향은 상기 측정 바이어스 자기장의 방향과 수직할 수 있다. 상기 측정 바이어스 자기장이 인가된 상태에서, 상기 사전 자화 자기장의 세기를 아디아바틱 과정(adiabatic process)을 통하여 감소시켜 상기 측정 대상의 자화 방향을 상기 측정 바이어스 자기장 방향으로 정렬시킬 수 있다.

[11] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 측정 대상에 경사 자기장을 경사 자기장을 제공하는 경사 자기장 발생 수단을 더 포함할 수 있다.

[12] 본 발명의 일 실시예에 따른 극저자기장 핵자기 공명 영상 측정 방법은 측정 대상을 사전 자화시키는 사전 자화 자기장을 인가하는 단계; 상기 측정 대상의 양성자 자기 공명 주파수에 대응하는 측정 바이어스 자기장을 인가하는 단계; 상기 측정 대상에 상기 측정 바이어스 자기장의 양성자 자기 공명 주파수에 대응하는 진동 주파수의 교류 전류를 제공하여 변조 자기장을 인가하는 단계; 상기 측정 대상에 경사 자기장을 인가하는 단계; 상기 측정 대상으로부터 발생되는 핵자기 공명 신호를 측정하는 단계; 및 상기 핵자기 공명 신호를 이용하여 상기 측정 대상의 전류 영상을 구하는 단계를 포함한다. 상기 교류 전류의 진동 주파수는 상기 측정 대상의 양성자 자기 공명 주파수에 대응하는 측정 바이어스 자기장에 대응한다.

[13] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 사전 자화 자기장의 방향은 상기 측정 자기장의 방향과 일치하고, 상기 변조 자기장의 방향은 상기 측정 자기장에 수직할 수 있다.

[14] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 측정 대상의 자화의 방향을 상기 측정 바이어스 자기장의 방향으로 전환하는 여기 자기장을 제공하는 단계를 더 포함할 수 있다. 상기 사전 자화 자기장의 방향은 상기 측정 바이어스 자기장의 방향과 수직하고, 상기 여기 자기장은 상기 사전 자화 자기장 방향으로 정렬된 자화를 상기 측정 바이어스 자기장 방향으로 회전시킬 수 있다.

[15] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 사전 자화 자기장의 방향은 상기 측정 자기장의 방향에 수직하고, 상기 측정 바이어스 자기장이 인가된 상태에서, 상기 사전 자화 자기장의 세기를 아디아바틱 과정(adiabatic process)을 통하여 감소시켜 상기 측정 대상의 자화 방향을 상기 측정 바이어스 자기장 방향으로 정렬시킬 수 있다.

[16] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 여기 자기장은 원편광 여기 자기장일 수

있다.

발명의 효과

- [17] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 변조 자기장을 인가하여 사전 자화 자기장이 측정 바이어스 자기장과 같은 방향인 경우에 전류 영상을 획득할 수 있다.
- [18] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 변조 자기장 및 여기 자기장을 인가하여 사전 자화 자기장이 측정 바이어스 자기장과 수직인 경우에 전류 영상을 획득할 수 있다.
- [19] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 변조 자기장을 인가하고, 사전 자화 자기장의 아디아바틱 과정을 통하여, 사전 자화 자기장이 측정 바이어스 자기장과 수직인 경우에 전류 영상을 획득할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [20] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 극저자기장 핵자기 공명 장치의 코일 구조를 나타내는 사시도이다.
- [21] 도 2는 도 1의 극저자기장 핵자기 공명 장치의 코일 구조를 나타내는 개념도이다.
- [22] 도 3은 도 1의 극저자기장 핵자기 공명 장치를 나타내는 개념도이다.
- [23] 도 4는 도 1의 극저자기장 핵자기 공명 장치의 측정 대상을 나타내는 개념도 및 자기장의 방향을 나타내는 개념도이다.
- [24] 도 5는 도 1의 극저자기장 핵자기 공명 장치의 펄스 시퀀스를 나타내는 타이밍 차트이다.
- [25] 도 6은 도 5의 펄스 시퀀스에서 변조 자기장(B_{MOD})의 인가 시간(t_{MOD})에 따른 핵자기 공명 신호(Nuclear Magnetic Resonance signal; NMR signal)의 세기를 나타내는 실험 결과이다.
- [26] 도 7은 도 5의 펄스 시퀀스에서 변조 자기장(B_{MOD})이 인가된 경우의 핵자기 공명 영상을 나타낸다.
- [27] 도 8은 본 발명의 다른 실시예에 따른 극저자기장 핵자기 공명 장치의 코일 구조를 나타내는 사시도이다.
- [28] 도 9는 도 8의 극저자기장 핵자기 공명 장치의 코일 구조를 나타내는 개념도이다.
- [29] 도 10은 도 8의 극저자기장 핵자기 공명 장치의 여기 자기장 코일을 나타내는 사시도이다.
- [30] 도 11은 도 8의 극저자기장 핵자기 공명 장치의 측정 대상으로 팬텀과 자기장의 방향을 나타내는 도면이다.
- [31] 도 12는 도 8의 극저자기장 핵자기 공명 장치의 펄스 시퀀스를 나타내는 타이밍 차트이다.
- [32] 도 13은 원편광 여기 자기장을 생성하는 위상(a)과 진폭(b)에 따른 핵자기 공명 신호의 세기를 나타내는 도면이다.

- [33] 도 14는 변조 자기장의 인가 시간과 교류 전류의 세기에 따른 핵자기 공명 신호의 세기를 나타내는 도면이다.
- [34] 도 15는 본 발명의 일 실시예에 따른 MREIT 팬텀의 양성자 밀도 자기 공명 영상이다.
- [35] 도 16은 본 발명의 일 실시예에 따른 MREIT 팬텀의 교류 전류(변조 자기장)에 의한 자기 공명 영상이다.
- [36] 도 17은 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 극저자기장 핵자기 공명 장치를 나타내는 개념도이다.
- [37] 도 18은 도 17의 극저자기장 핵자기 공명 장치의 펄스 시퀀스를 나타낸다.

발명의 실시를 위한 형태

- [38] 생체자기공명 기법의 새로운 응용기술로 측정 대상(인체 내 기관)의 저주파 전기 전도율 또는 전류 밀도를 측정하는 극저자장 MRI 기반 MREIT(Magnetic resonance electrical impedance tomography) 영상 획득 방법을 제안한다. MREIT는 뇌파자기공명(BMR; brainwave magnetic resonance) 및 심장자기공명(HMR; heart magnetic resonance)과 달리 인체 내부 전류원 대신 외부 인가 전류원으로 영상화를 하는 기법이다.
- [39] 극저자장 MRI 기반 MREIT는 일반 고자장 MREIT와 달리 수 십 Hz ~ 수 kHz 성분의 외부 전류원에 의하여 생성된 변조 자기장과 직접 공명을 일으켜 측정을 할 수 있다. 따라서, 간접측정이 아닌 인체 내 기관의 저주파 전기 전도율 또는 전류 밀도를 직접 측정하는 새로운 방법이다.
- [40] 외부 교류 전류원에 의하여 측정 대상에 인가되는 전류에 의하여 발생하는 변조 자기장의 진동 주파수가 측정 바이어스 자기장에 의한 핵자화의 자기공명주파수와 일치하면, 자기공명신호로부터 상기 측정 대상의 전류 맵(current map)을 측정하는 것이 가능하다. 또한, 상기 측정 대상의 전류 맵은 디컨볼루션(deconvolution) 알고리즘을 통하여 전류 밀도 영상을 획득할 수 있다. 또한 전류 밀도는 전기전도도와 전기장의 곱으로 표시되므로, 전류 밀도 영상으로부터 경계요소법(BEM; boundary element method)등의 알고리즘을 사용하여 전기 전도도 영상을 획득할 수 있다.
- [41]
- [42] *측정 대상의 국부적 부위는 교류 전류원에 의하여 진동 주파수(f_{MOD})의 변조 자기장(B_{MOD} 또는 MOD)을 발생시킨다. 상기 측정 대상의 양성자들은 측정 바이어스 자기장(B_m) 하에서 상기 변조 자기장(B_{MOD})에 의하여 공명을 일으키는 양성자들을 형성할 수 있다. 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)은 기존의 MRI(magnetic resonance imaging)의 백만분의 1 정도로 작을 수 있다.
- [43] 또한, 약한 측정 바이어스 자기장 (B_m)에서, 양성자 스핀의 정렬이 어려울 수 있다. 따라서, 실제 측정되는 자기 공명 신호의 크기가 매우 작다. 따라서, 측정 개시 전에 사전 자화 자기장(B_p)을 소정의 구간 동안 발생시킬 수 있다. 상기

사전 자화 자기장(B_p)은 측정 대상을 사전 자화시킬 수 있다.

- [44] 상기 사전 자화 자기장(B_p)의 방향은 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)의 방향과 같거나 수직 할 수 있다.
- [45] 강한 사전 자화 자기장(B_p)에 의하여, 양성자는 사전 자화 자기장 방향으로 정렬되고, 상기 측정 대상은 자화될 수 있다. 상기 사전 자화 자기장(B_p)의 방향이 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)과 수직한 경우, 상기 사전 자화 자기장을 천천히 변경하는 아디아바틱 프로세스 또는 별도의 여기 자기장(B_1)을 인가하여, 상기 자화의 방향은 상기 측정 자기장(B_m) 방향으로 전환시킬 수 있다. 이어서, 핵자기 공명 신호를 얻기 위하여, 핵자기 공명 주파수를 가지는 변조 자기장(B_{MOD})이 상기 측정 대상에 인가되면, 자화는 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)에 수직한 성분을 가지고 세차운동할 수 있다. 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)에 수직한 자화 성분(또는 자속 성분)은 펄스 코일에서 측정될 수 있다.
- [46] 상기 변조 자기장(B_{MOD})의 진동 주파수는 1472 Hz인 경우, 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)에 의한 자기 공명 신호의 주파수 역시 1472 Hz 일 수 있다. 상기 자기 공명 신호의 크기는 상기 변조 자기장(B_{MOD})의 인가 시간(t_{MOD}) 및 상기 변조 자기장(B_{MOD})의 세기에 의존할 수 있다. 최대의 자기 공명 신호를 얻기 위하여, 일정한 세기의 상기 변조 자기장(B_{MOD}) 하에서, 상기 변조 자기장(B_{MOD})의 인가 시간(t_{MOD})이 선택될 수 있다. 자기 공명 영상은 소정을 알고리즘을 이용하여 전류 밀도 영상으로 변환되고, 이어서, 상기 전류 밀도 영상은 소정의 알고리즘을 이용하여 전기 전도도 영상으로 변환될 수 있다.
- [47] 이하 본 발명에 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시 예와 결과 등에 대해 설명하고자 한다. 이하의 실시 예와 결과는 본 발명의 개시가 완전하도록 하며, 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이다. 또한 설명의 편의를 위하여 도면에서는 구성 요소들이 그 크기가 과장 또는 축소될 수 있다.
- [48] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 극저자기장 핵자기 공명 장치의 코일 구조를 나타내는 사시도이다.
- [49] 도 2는 도 1의 극저자기장 핵자기 공명 장치의 코일 구조를 나타내는 개념도이다.
- [50] 도 3은 도 1의 극저자기장 핵자기 공명 장치를 나타내는 개념도이다.
- [51] 도 4는 도 1의 극저자기장 핵자기 공명 장치의 측정 대상을 나타내는 개념도 및 자기장의 방향을 나타내는 개념도이다.
- [52] 도 5는 도 1의 극저자기장 핵자기 공명 장치의 펄스 시퀀스를 나타내는 타이밍 차트이다.
- [53] 도 6은 도 5의 펄스 시퀀스에서 변조 자기장(B_{MOD})의 인가 시간(t_{MOD})에 따른 핵자기 공명 신호(Nuclear Magnetic Resonance signal; NMR signal)의 세기를 나타내는 실험 결과이다.

- [54] 도 7은 도 5의 펄스 시퀀스에서 변조 자기장(B_{MOD})이 인가된 경우의 핵자기 공명 영상을 나타낸다.
- [55] 도 1 내지 도 7을 참조하면, 극저자기장 핵자기 공명 장치(100)는 측정 대상(170)에 전류가 흐르도록 상기 측정 대상(170)에 전류를 제공하는 교류 전원(191); 상기 측정 대상(170)에 근접하게 배치된 자기장 측정 수단(160); 및 상기 측정 대상(170)의 양성자 자기 공명 주파수에 대응하는 측정 바이어스 자기장(B_m)을 인가하는 측정 바이어스 자기장 발생 수단(140)을 포함한다. 상기 교류 전원(191)의 진동 주파수(f_{MOD})는 상기 측정 대상(170)의 양성자 자기 공명 주파수와 일치하고, 상기 자기장 측정 수단(160)은 상기 측정 대상(170)으로부터 발생하는 핵자기 공명 신호를 측정한다.
- [56] 사전 자화 자기장 발생 수단(150)은 상기 측정 대상(170)을 사전 자화시키는 사전 자화 자기장(B_p)을 인가한다. 상기 사전 자화 자기장(B_p)의 방향은 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)의 방향과 일치할 수 있다.
- [57] 상기 측정 대상(170)은 신체의 일부일 수 있다. 상기 측정 대상은 전극 패드에 의하여 교류 전류가 흐를 수 있다. 상기 측정 대상(170)에 흐르는 교류 전류는 소정의 진동 주파수(f_{MOD})의 변조 자기장(B_{MOD})을 생성한다. 상기 진동 주파수의 변조 자기장(B_{MOD})은 상기 측정 바이어스 자기장(B_m) 하의 양성자와 핵자기 공명을 야기한다.
- [58] 교류 전원(191)은 임의 함수 발생기(arbitrary function generator)를 포함하고, 상기 임의 함수 발생기는 소정의 진동 주파수(f_{MOD})의 정현파를 형성하여 상기 측정 대상(170)에 교류 전류를 인가할 수 있다. 상기 측정 대상에 흐르는 교류 전류의 세기는 상기 임의 함수 발생기의 전압에 비례할 수 있다.
- [59] 극저자기장 핵자기공명 측정 장치(100)는 측정 대상(170)에 근접하여 배치된 자기장 측정수단(160), 및 측정 대상의 흐르는 교류 전류의 진동 주파수와 일치하는 양성자 자기 공명 주파수에 대응하는 측정 바이어스 자기장(B_m)을 인가한다.
- [60] 상기 자기장 측정수단(160)은 상기 측정 대상(170)으로부터 발생하는 자기공명 신호를 측정한다. 자기장 측정수단(160)은 측정 감도가 신호의 주파수에 무관한 초전도 양자 간섭 소자(SQUID)일 수 있다.
- [61] 측정 바이어스 자기장 발생수단(140)은 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)을 생성하고, 통상적인 두 쌍의 헬름 홀쯔 저항성 코일일 수 있다. 상기 측정 바이어스 자기장 발생수단(140)은 자기차폐수단의 내부에 배치될 수 있다. 상기 측정 바이어스 자기장 발생수단(140)은 z축 방향으로 균일한 자기장을 인가할 수 있다. 따라서, 측정 바이어스 자기장(Measurement Bias Magnetic Field, B_m)의 세기(Intensity)는 측정하려는 측정 대상의 교류 전류의 진동 주파수(f_{MOD})에 대응하도록 조절할 수 있다. 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)은 z축 방향으로 지속적으로 혹은 펄스 형태로 인가될 수 있다.
- [62] 상기 사전 자화 자기장 발생 수단(150)은 사전 자화 자기장(B_p)을 발생시키어

상기 측정대상(170)을 사전 자화시킬 수 있다. 상기 사전 자화 자기장 발생 수단(150)은 통상적인 저항성 코일 또는 초전도 코일일 수 있다. 상기 사전 자화 자기장 발생 수단(150)은 상기 자기차폐수단 내부에 배치된 z축 방향으로 연장되는 솔레노이드 코일일 수 있다. 또한, 상기 사전자화수단(150)은 상기 측정대상(170)을 둘러싸고 상기 측정 바이어스 자기장 발생 수단(140)의 내부에 배치될 수 있다. 상기 사전 자화 자기장(B_p)는 z축 방향으로 펄스 형태로 인가될 수 있다.

[63] 경사 자기장 발생 수단(130)은 상기 측정 대상(170)에 경사 자기장을 제공한다. 이에 따라, 상기 측정 대상(170)에서 발생하는 핵자기 공명 신호는 국지화될 수 있다. 상기 경사 자기장 발생 수단(130)은 통상적인 저항성 코일일 수 있다. 상기 경사 자기장 발생 수단(130)은 상기 측정대상(170)과 상기 자기차폐수단 사이에 배치될 수 있다. 상기 경사 자기장 발생 수단(130)은 x축 경사 자기장(G_x), y축 경사 자기장(G_y), 및 z축 경사 자기장(G_z) 중에서 적어도 하나를 발생시킬 수 있다.

[64] 상기 경사 자기장 발생 수단(130)은 x축에 따라 z축 자기장의 세기($dBz/dx=G_x$)가 변하는 x축 경사 자기장 발생 수단(133), y축에 따라 z축 자기장의 세기($dBz/dy=G_y$)가 변하는 y축 경사 자기장 발생 수단(135), 및 z축에 따라 z축 자기장의 세기($dBz/dz=G_z$)가 변하는 z축 경사 자기장 발생 수단(131)을 포함할 수 있다.

[65] 상기 z축 경사 자기장 발생 수단(131)은 z축 방향으로 서로 이격되어 배치된 한 쌍의 헬름홀츠 코일일 수 있다. 상기 x축 경사 자기장 발생 수단(133)은 양의 z축 영역에서 x축 방향으로 서로 이격되어 배치된 한 쌍의 사각 코일과 음의 z축 영역에서 x축 방향으로 서로 이격되어 배치된 한 쌍의 사각 코일을 포함할 수 있다. 또한 각각의 코일은 xz 평면에서 각 사분면에서 각각 배치되고, 각각의 코일이 배치되는 평면의 법선 벡터는 xz 평면에서 사선 방향일 수 있다. 상기 y축 경사 자기장 발생 수단(135)은 4개의 코일을 포함하고, 각각의 코일은 yz 평면에서 각 사분면에서 각각 배치되고, 각각의 코일이 배치되는 평면의 법선 벡터는 yz 평면에서 사선 방향일 수 있다.

[66] 자기장 측정수단(160)은 상기 측정 대상(170)과 인접하게 배치되고, 상기 측정 대상(170)에서 방출되는 자기 공명 신호를 획득한다. 자기장 측정수단(160)은 상기 측정 대상의 y축 방향의 자속을 측정할 수 있다. 상기 자기장 측정 수단(160)의 출력신호는 상기 측정 및 분석부(180)에 제공된다. 자기장 측정수단(160)은 측정 대상의 공명된 자화 성분을 측정할 수 있다.

[67] 상기 자기장 측정수단(160)은 자속을 감지 및/또는 감쇠/증폭하는 자속변환부(161), 상기 자속변환부(161)의 출력 신호를 입력받아 자기장을 검출해 전압신호로 변환하는 SQUID(163), 및 냉매를 가두는 듀어(165)를 포함할 수 있다.

[68] 상기 SQUID(163)는 초전도체만이 지닌 조셉슨 효과와 자속의 양자화 현상을

결합하여 외부 자속의 변화를 전압으로 변환하는 일종의 트랜스듀서(transducer)이다. 상기 SQUID(163)는 한 개의 초전도 루프에 한 개 또는 두 개의 조셉슨 접합을 끼워 결합한 자기센서이다. RF SQUID는 초전도루프에 한 개의 조셉슨 접합을 삽입하여 결합할 수 있다. DC SQUID는 초전도루프에 두 개의 조셉슨 접합을 삽입하여 결합할 수 있다. 상기 RF SQUID는 RF 주파수 대역의 교류 전압을 출력하고 그 주파수가 가해진 자속에 따라 바뀌는 방식으로 작동하며, 상기 DC SQUID는 가해진 자속에 대한 함수로 직류 전압을 발생하는 방식으로 작동하며 이 함수는 자속의 양자 값인 $\Phi_0 (= 2.07 \times 10^{-15} \text{ Wb})$ 를 주기로 하여 진동하는 형태로 주어진다. 상기 자속/전압 변환 함수의 구체적인 형태는 상기 DC SQUID의 구체적인 구조에 따라 결정될 수 있다.

- [69] 상기 자속변환부(161)는 자속을 감지하여 초전도 전류로 변환하는 픽업(pick-up) 코일 및/또는 이를 상기 SQUID(163)에 다시 자속 형태로 증폭 또는 감쇠시켜 전달해 주는 입력(input)코일을 포함할 수 있다. 상기 자속 변환부(161)는 초전도체로 구성될 수 있다. 상기 픽업 코일은 많은 자속을 감지하기 위하여 넓은 면적을 지닐 수 있다. 상기 입력 코일은 SQUID에 집속시키기 위하여 SQUID와 비슷한 면적을 지니고 있고 그 증폭을 또는 감쇠율을 변화시키기 위하여 여러 번 감길 수 있다. 상기 자속변환부(161)는 픽업 코일이 서로 반대 방향으로 감긴 루프 쌍이 하나 또는 그 이상의 수로 구성된 미분계(Gradiometer)를 포함할 수 있다.
- [70] 상기 SQUID(163)는 도선을 통하여 FLL부(188)와 연결될 수 있다. 자속변환부(161)는 y축 방향의 자속을 측정할 수 있다.
- [71] SQUID를 사전자화 자기장(B_p)와 같이 매우 큰 자기장하에서 안정적으로 동작시키기 위해서 보호가 필요하다. 따라서 극저자장-MRI 시스템에서는 SQUID의 보호를 위해 초전도 차폐(164)를 이용한다. 그러나 SQUID 센서 전체를 초전도 차폐할 경우, SQUID가 자기장 감지 센서로서의 기능을 할 수 없다. 따라서 초전도체를 이용한 차폐를 할 때는 SQUID 부분과 자속 변환부의 입력 코일 부분만을 초전도 차폐하고, 자속변환부(161)는 초전도 차폐 외부에 놓인다. 이 경우, SQUID 자체는 초전도 차폐(164)를 함으로써 강한 자기장으로부터 보호되나, 자속변환부(161)로부터 유도된 전류가 SQUID로 인가되는 것은 막을 수가 없다. 그러므로 극저자장-NMR 시스템에서는 이러한 검출코일에서 유도된 과전류가 SQUID로 인가되는 것을 막기 위한 전류 제한부(162)가 배치될 수 있다.
- [72] 상기 측정 및 분석부(180)는 상기 SQUID(163)의 전압 신호를 선형화하여 검출된 자기장에 비례하는 전압 신호로 제공하는 FLL부(188), 상기 FLL부(188)의 상기 선형화된 전압 신호를 처리하여 노이즈를 제거하고 증폭하는 센서 신호 처리부(186), 및 상기 FLL부(188)에 제어 신호를 제공하는 센서 제어부(187)를 포함할 수 있다.
- [73] FLL(flux locked loop)부(188)는 상기 SQUID(163)의 출력신호를 받아들이는

입력단, 적분기, 피드백(feedback) 방식의 선형화 회로, 및 피드백 코일 등을 포함할 수 있다. 상기 FLL부(188)는 자속의 변화량을 자속 양자값 Φ_0 보다 훨씬 넓은 범위를 가지는 전압 신호로 변환하여 출력할 수 있다.

[74] 상기 펄스 시퀀스 발생부(122)는 제어부(185)의 제어 신호를 입력받아 상기 사전 자화 코일 구동부(152), 상기 측정 바이어스 자기장 구동부(142), 및 경사 자기장 구동부(132a, 132b)에 펄스 시퀀스를 제공한다.

[75] 자기장 제어부(101)는 상기 측정 및 분석부(180)와 동기화되어 상기 측정 대상(170)에 다양한 자기장을 인가할 수 있다. 상기 자기장 제어부(101)는 일련의 순서에 따라, 상기 사전자화 발생수단(150), 상기 측정 바이어스 자기장 발생수단(140), 및 경사 자기장 발생 수단(130)을 제어할 수 있다.

[76] 상기 자기장 제어부(101)는 사전자화 발생 수단(150)에 전류를 단속적으로 인가하여 사전자화 자기장(B_p)을 형성하는 사전 자화 코일 구동부(152)를 포함한다. 사전자화 발생 수단(150)은 상기 사전 자화 코일 구동부(152)에 연결된다. 상기 사전 자화 코일 구동부(152)는 사전 자화 자기장 전원부(154)에 연결된다.

[77] 상기 측정 대상(170)에 측정 바이어스 자기장(B_m)을 인가하는 측정 바이어스 자기장 발생 수단(140)은 측정 바이어스 자기장 구동부(142)에 연결된다. 상기 측정 바이어스 자기장 구동부(142)는 측정 바이어스 자기장 전원부(144)에 연결된다.

[78] 경사 자기장 발생 수단(130)은 경사 자기장 구동부 (132b)에 연결되고, 상기 경사 자기장 구동부 (132b)는 경사 자기장 전원부 (134)에 연결된다. 상기 경사 자기장 전원부(134)는 경사 자기장 구동부(132a)에 연결된다.

[79] 상기 측정 및 분석부(180)는 자기 공명 신호 (FID 신호 또는 그레디언트 에코 신호)를 처리하여 핵자기 공명 영상을 추출할 수 있다.

[80] 경사 자기장 발생 수단(130)은 상기 측정 대상(170)에 경사 자기장(G_x, G_y, G_z)을 인가할 수 있다. 경사 자기장 전원부(134)는 상기 경사 자기장 발생 수단(130)에 전류를 공급하여 상기 측정 대상(170)에 상기 경사 자기장(G_x, G_y, G_z)을 인가한다. 경사 자기장 구동부(132b)는 단속적으로 상기 경사 자기장(G_x, G_y, G_z)을 생성하도록 상기 경사 자기장 발생 수단(130)에 인가되는 전류를 조절할 수 있다. 경사 자기장 구동부(132a)는 상기 경사 자기장(G_x, G_y, G_z)을 생성하도록 상기 경사 자기장 발생 수단(130)에 인가되는 전류의 세기를 조절할 수 있다. 경사 자기장 발생 수단(130)은 경사 자기장(G_x, G_y, G_z)을 생성할 수 있다.

[81] 측정 바이어스 자기장 발생 수단(140)은 공간적으로 균일하고 낮은 측정 바이어스 자기장(B_m)을 생성할 수 있다. 상기 측정 바이어스 자기장 발생 수단(140)은 측정 바이어스 자기장 전원부(144)에 연결될 수 있다. 측정 바이어스 자기장 구동부(142)는 단속적으로 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)을 생성하도록 상기 측정 바이어스 자기장 발생 수단(140)에 인가되는 전류를

조절할 수 있다.

- [82] 펄스 시퀀스 발생부(122)는 펄스 시퀀스를 생성하여 FID 신호 또는 그레디언트 에코 신호를 얻을 수 있도록 사전 자화 코일 구동부(152), 측정 바이어스 자기장 구동부(142), 및 상기 경사 자기장 구동부(132a, 132b)에 제공할 수 있다.
- [83] 제어부(185)는 상기 센서 신호처리부(186)의 신호를 처리하고 상기 펄스 시퀀스 발생부(122), 및 센서 제어부(187)를 제어할 수 있다.
- [84] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 측정 대상(170)은 MREIT 팬텀(phantom)일 수 있다. 상기 MREIT 팬텀은 인체의 일부를 대신하여 핵자기 공명 신호를 취득하기 위하여 사용되었다. 상기 MREIT 팬텀은 z축 방향으로 연장되는 원통 형상이고, 상기 MREIT 팬텀은 식염수로 채워져 있다. 또한, 상기 MREIT 팬텀은 z축 방향으로 전류가 흐를 수 있도록 양단에 전극이 배치된다. 상기 MREIT 팬텀은 교류 전원에 의하여 교류 전류가 진동 주파수(f_{MOD})를 가지고 z축 방향으로 흐른다. 이에 따라, 변조 자기장(B_{MOD})은 진동 주파수를 가지고 원통 좌표계의 방위각 방향으로 생성된다.
- [85] 사전 자화 자기장(B_p)의 방향과 측정 바이어스 자기장(B_m)은 서로 평행하고, z축 방향으로 인가된다. 상기 MREIT 팬텀 내부의 식염수에 교류 전류가 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)의 방향과 평행하게 흐르는 경우, 변조 자기장(B_{MOD})은 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)의 방향에 수직하게 형성된다.
- [86] 따라서 상기 변조 자기장(B_{MOD})가 없을 때는 NMR 신호가 없다가, 상기 변조 자기장(B_{MOD})가 발생하면 NMR 신호가 발생한다.
- [87] 이 때, 변조 자기장 또는 교류 전류의 진동 주파수를 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)에 의한 양성자의 공명주파수와 일치시키면, 주변 식염수의 양성자는 상기 변조 자기장과 공명을 일으켜 NMR 신호를 생성한다.
- [88] 실험에서 사용한 사전자화 자기장(B_p) 및 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)의 세기는 각각 약 50 mT 와 34.57 μ T이다. 상기 변조 자기장(B_{MOD})의 진동 주파수는 임의 함수발생기를 사용하여 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)에 대응하는 핵자기 공명 주파수인 1472 Hz를 인가하였으며, 상기 함수 발생기의 인가 전압은 10 Vpp이었다. 상기 최대의 핵자기 공명 신호를 얻기 위하여, 상기 변조 자기장(B_{MOD})의 세기를 고정하고, 상기 변조 자기장의 인가 시간(t_{MOD})을 변경하면서, 상기 핵자기 공명 신호가 획득되었다.
- [89] 도 6을 참조하면, 상기 핵자기 공명 신호는 각 상기 변조 자기장의 인가 시간(t_{MOD})에서 5번 측정하여 평균되었다. 그 결과, 상기 변조 자기장의 인가 시간(t_{MOD})이 39.4 ms일 때가 최대의 NMR 신호가 나왔다.
- [90] 이 조건에서, 펄스 시퀀스를 사용하여 이미징 실험 실시하였다. MREIT 이미징 실험에서는 도 5의 2차원 그레디언트 에코(gradient-echo) 펄스 시퀀스가 사용되었다. 구체적으로, 펄스 시퀀스는 사전 자화 자기장(B_p)의 인가 시간(t_{Bp}) 동안 인가되는 사전 자화 자기장을 인가하는 단계, 상기 변조 자기장(B_{MOD})의 인가 시간(t_{MOD}) 동안 상기 변조 자기장(B_{MOD})을 인가하는 단계, 경사 자기장(G_x ,

- Gz) 인가 시간(t_{pw}) 동안 경사 자기장(G_x, G_z)을 인가하는 단계, 소정의 측정 시간($t_{measurement}$) 동안 핵자기 공명 신호(NMR signal)를 측정하는 단계, 및 반복을 위하여 모든 자기장을 제거하는 반복 시간($t_{repetition}$)을 제공하는 단계를 포함한다.
- [91] 상기 사전 자화 자기장(B_p)은 펄스 형태로 인가되어 상기 측정 대상을 사전 자화하여, 상기 측정 대상을 상기 사전 자화 자기장의 방향으로 자화시킨다.
- [92] 이어서, 변조 자기장(B_{MOD}) 인가 단계에서, 상기 측정 대상에 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)을 인가하고 또한 변조 자기장(B_{MOD})을 펄스 형태로 상기 변조 자기장(B_{MOD})의 인가 시간(t_{MOD}) 동안 인가한다. 이에 따라, 상기 측정 대상의 양성자는 상기 변조 자기장(B_{MOD})에 의하여 상기 측정 바이어스 자기장 하에서 핵자기 공명을 수행한다. 상기 변조 자기장의 펄스 인가 시간은 최대의 핵자기 공명 신호를 얻도록 인가 시간(t_{MOD})이 설정될 수 있다.
- [93] 이어서, 경사 자기장(G_x, G_z)이 인가된다. 경사 자기장은 x축 경사 자기장(G_x) 및 z축 경사 자기장(G_z)를 포함할 수 있다.
- [94] 실험에서 사용한 매개 변수는 상기 사전 자화 자기장의 인가 시간(t_{Bp})은 1 초이고, 상기 변조 자기장의 인가 시간(t_{MOD})은 39.4 msec이고, 경사 자기장의 인가 시간(t_{pw})은 0.2 sec이고, 핵자기 공명 신호의 측정 시간($t_{measurement}$)은 2 sec이고, 반복 시간($t_{Repetition}$)은 25 sec이다.
- [95] 31 단계의 위상부호화 단계를 주었으며, 위상부호화를 위한 각 단계별 z축 경사 자기장(G_z)의 세기 차이(ΔG_z)는 $0.014 \mu T/cm$ 이고, 주파수 부호화를 위한 x축 경사 자기장(G_x)의 세기는 $0.13 \mu T/cm$ 이었다.
- [96] 도 6을 참조하면, 획득한 MREIT 자기공명 영상은 원통 구조의 MREIT 전류 팬텀 영상을 나타낸다. 따라서 극저자장 MRI 기반 MREIT 영상이 획득될 수 있다.
- [97] 도 8은 본 발명의 다른 실시예에 따른 극저자장 핵자기 공명 장치의 코일 구조를 나타내는 사시도이다.
- [98] 도 9는 도 8의 극저자장 핵자기 공명 장치의 코일 구조를 나타내는 개념도이다.
- [99] 도 10은 도 8의 극저자장 핵자기 공명 장치의 여기 자기장 코일을 나타내는 사시도이다.
- [100] 도 11은 도 8의 극저자장 핵자기 공명 장치의 측정 대상으로 팬텀과 자기장의 방향을 나타내는 도면이다.
- [101] 도 12는 도 8의 극저자장 핵자기 공명 장치의 펄스 시퀀스를 나타내는 타이밍 차트이다.
- [102] 도 8 내지 도 16을 참조하면, 극저자장 핵자기 공명 장치(100a)는 측정 대상(170)에 전류가 흐르도록 상기 측정 대상에 전류를 제공하는 교류 전원(191); 상기 측정 대상에 근접하게 배치된 자기장 측정 수단(160); 및 상기 측정 대상의 양성자 자기 공명 주파수에 대응하는 측정 바이어스 자기장을 인가하는 측정 바이어스 자기장 발생 수단(140)을 포함한다. 상기 교류 전원의 진동 주파수는

상기 측정 대상의 양성자 자기 공명 주파수와 일치하고, 상기 자기장 측정 수단(160)은 상기 측정 대상으로부터 발생하는 핵자기 공명 신호를 측정한다.

- [103] 사전 자화 자기장 발생 수단(150)은 상기 측정 대상을 사전 자화시키는 사전 자화 자기장(B_p)을 생성한다. 여기 자기장 발생 수단(193)은 상기 측정 대상의 자화의 방향을 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)의 방향으로 전환하는 원편광 여기 자기장(B_1)을 생성한다. 상기 사전 자화 자기장(B_p)의 방향은 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)의 방향과 수직하고, 상기 원편광 여기 자기장(B_1)은 상기 자화의 방향을 상기 측정 바이어스 자기장(B_m) 방향으로 회전시킨다. 상기 원편광 여기 자기장은 선형 편광 여기 자기장으로 변환될 수 있다. 구체적으로, 여기 자기장의 세기가 측정 바이어스 자기장의 세기와 비슷하거나 큰 경우, 원편광 여기 자기장이 사용될 수 있다. 한편, 여기 자기장의 세기가 측정 바이어스 자기장의 세기보다 작은 경우, 선편광 여기 자기장이 사용될 수 있다.
- [104] 도 11을 참조하면, MREIT 팬텀(phantom)은 $50 \times 150 \times 20 \text{ mm}^3$ 크기의 육면체 및 그 중심에 직경이 약 20 mm인 원통형 agarose gel을 포함한다. 상기 원통형 agarose gel의 농도는 1%(0.9% 식염수 사용)이고, 상기 육면체의 나머지 공간은 0.9% 식염수로 채웠다. 인체의 장기는 각 부분마다 전기전도도가 다르기 때문에 간단하게 이를 모사하기 위해 위와 같이 전기전도도가 다른 두 부분으로 구성된 팬텀을 제작하였다.
- [105] 액체 헬륨 듀어(165)는 SQUID 센서를 수납하고, 사전 자화 자기장 발생 수단(150)은 질소로 냉각되는 팬케익 형태의 코일이다. 상기 측정 바이어스 자기장 발생 수단(140)은 이중 헬름홀츠 코일이다. 경사 자기장 발생 수단(130)은 3축 경사 자기장 코일일 수 있다.
- [106] 사전 자화 코일 또는 사전 자화 자기장 발생 수단(150)이 솔레노이드 코일인 경우, 팬텀 제작의 자유도가 떨어진다. 따라서, 상기 사전 자화 코일은 y축 방향의 자기장을 생성하는 팬케익 코일이다. 이 경우, 상기 사전 자화 자기장(B_p)은 y축 방향이고, 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)은 z축 방향으로, 사전 자화 자기장과 상기 측정 바이어스 자기장은 서로 수직이다. 따라서, 변조 자기장(B_{MOD})에 의한 공명현상을 관측이 어렵다. 따라서, 상기 사전 자화 자기장(B_p)에 의하여 정렬된 자화(M)는 상기 측정 바이어스 자기장(B_m) 방향으로 회전될 필요가 있다. 따라서 여기 자기장 발생 수단(193)은 x축 성분과 y축 성분을 가지는 여기 자기장을 생성하고, 상기 여기 자기장(B_1)은 자화(M)가 상기 측정 바이어스 자기장(B_m) 방향으로 향하도록 토크를 제공할 수 있다. 여기 자기장 발생 수단(193)은 x축 자기장 성분을 제공하는 헬름홀츠 코일로 구성된 제1 여기 자기장 발생 수단(193a) 및 y축 자기장 성분을 제공하는 헬름홀츠 코일로 구성된 제2 여기 자기장 발생 수단(193b)을 포함할 수 있다.
- [107] 또한, 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)의 방향에 수직한 변조 자기장(B_{MOD})이 인가된다. 상기 여기 자기장에 의하여 회전한 자화는 상기 변조 자기장에 의하여 토크를 받고, 이어서, 상기 변조 자기장에 의해 회전한 자화는 상기 측정

바이어스 자기장에 수직한 평면에서 회전한다. 이에 따라, 상기 변조 자기장(B_{MOD})이 없는 경우, NMR 신호가 발생하지 않을 수 있다. 그러나, 상기 변조 자기장(B_{MOD})이 인가된 경우, NMR 신호가 발생한다. 이 경우, 상기 변조 자기장(B_{MOD})의 진동 주파수는 상기 측정 바이어스 자기장에 의한 양성자 공명 주파수와 동일하도록 설정된다. 상기 변조 자기장(B_{MOD})은 식염수의 양성자와 핵자기 공명을 일으키고, 핵자기 공명 신호가 발생된다.

- [108] 본 실시예에서 사용한 사전 자화 자기장(B_p)의 세기 및 측정 바이어스 자기장(B_m)의 세기는 각각 약 92.5 mT(듀어 상판에서 측정시)와 4.86 μ T이다. 상기 교류 전원은 임의 함수발생기를 포함하고, 상기 함수 발생기의 진동 주파수는 상기 측정 바이어스 자기장($B_m = 4.86 \mu$ T)의 공명 주파수와 같은 207 Hz이다.
- [109] 도 12를 참조하면, MREIT 이미징 펄스 시퀀스(pulse sequence)는 2차원 gradient-echo 펄스 시퀀스이다. 상기 펄스 시퀀스는 사전 자화 자기장의 인가 시간(t_{Bp}) 동안 사전 자화 자기장(B_p)을 인가하는 단계, 지연 시간($t_d = 7$ msec)을 제공하는 단계, 여기 자기장의 인가 시간(t_{B1}) 동안 여기 자기장(B_1)을 인가하고 측정 바이어스 자기장(B_m)을 인가하는 단계, 변조 자기장의 인가 시간(t_{MOD}) 동안 변조 자기장(B_{MOD})을 인가하는 단계, 측정 바이어스 자기장(B_m)의 세기를 증가시키면서 경사 자기장(G_x, G_z)을 인가하는 단계, 소정의 시간(t_{acq}) 동안 핵자기 공명 신호를 측정하는 단계, 및 반복 시간(t_r)을 제공하는 단계를 포함한다.
- [110] 사전 자화 자기장 인가 수단(150)은 상기 측정 대상에 사전 자화 자기장을 y축 방향으로 인가한다. 이에 따라, 상기 측정 대상의 자화(M)는 상기 사전 자화 자기장(B_p) 방향으로 정렬된다.
- [111] 상기 사전 자화 자기장(B_p)이 꺼진 후, 7 ms의 시간지연이 제공된다.
- [112] 이어서, 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)을 인가하여, 자화(M)가 상기 측정 바이어스 자기장에 영향을 받지 않고 최대한 상기 사전 자화 자기장 방향을 향하도록 하였다.
- [113] 이어서, 여기 자기장(B_1)이 인가되며 상기 여기 자기장(B_1)은 원편광 펄스이고, x축 성분 및 y축 성분을 가진다. 상기 여기 자기장(B_1)은 자화가 상기 측정 바이어스 자기장 방향으로 향하도록 한다. 상기 여기 자기장(B_1)의 주파수는 양성자 공명 주파수와 동일할 수 있다. 상기 여기 자기장은 선형 편광 여기 자기장으로 변환될 수 있다. 구체적으로, 상기 여기 자기장의 세기가 측정 바이어스 자기장의 세기와 비슷하거나 큰 경우, 원편광 여기 자기장이 사용될 수 있다. 한편, 상기 여기 자기장의 세기가 측정 바이어스 자기장의 세기보다 작은 경우, 선편광 여기 자기장이 사용될 수 있다.
- [114] 이어서 상기 변조 자기장(B_{MOD})이 인가된다. 상기 변조 자기장(B_{MOD})의 인가 시간(t_{MOD}) 동안 상기 변조 자기장(B_{MOD})이 인가됨에 따라, 상기 변조 자기장(B_{MOD})은 자화를 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)의 방향으로부터 일정 각도로

틀어지게 만든다.

- [115] 이어서, 상기 측정 바이어스 자기장(Bm)을 증가시키는 케이스텝(K-step)이 사용된다. 상기 측정 바이어스 자기장(Bm)의 세기는 $4.86\ \mu\text{T}$ 에서 $34.5\ \mu\text{T}$ 로 증가하고, 2차원 경사자기장(Gx, Gz)이 인가된다. 이에 따라, NMR 신호가 관측된다.
- [116] 케이스텝(K-step)은 측정 바이어스 자기장의 세기를 계단 형식으로 증가시키는 것을 의미한다. 극저자장 NMR에서의 케이스텝(K-step)에는 여러 가지 장점이 있다. 극저자장 NMR에서는 기본적으로 NMR의 신호 선폭이 아주 좁으므로, 측정대역폭이 매우 좁은 특성이 있다. K-step의 측정 주파수 선택 자유도로 인해, 시스템의 잡음이 적은 영역에서 신호를 측정함으로써 SNR을 높일 수 있다. 이것은 특히 MRI 실험에서 연결된 많은 경사자계코일과 파워 시스템이 발생시키는 전력 잡음 등으로부터의 간섭을 제거할 수 있는 큰 장점이 된다. 또한, 영상을 얻기 위해 경사자계를 인가해야 하는데, 경사자계의 세기는 영상의 공간 해상도에 비례한다. 하지만, NMR 신호 자체가 수십 Hz 대역이면, 사용할 수 있는 영상 경사자계의 세기와 영상획득공간에 제한을 받게 된다. 케이스텝(K-step) 기술은 측정 주파수를 충분히 높은 곳으로 이동시킴으로써, 영상 경사자계의 강도를 충분히 높여서 영상화하는 것이 가능하고, 콘코미턴트(concomitant gradient)의 영향을 상대적으로 감소시키는 것이 가능하다.
- [117] 도 13은 원편광 여기 자기장을 생성하는 위상(a)과 진폭(b)에 따른 핵자기 공명 신호의 세기를 나타내는 도면이다.
- [118] 도 10 및 도 13을 참조하면, 자화(M)의 방향을 상기 측정 바이어스 자기장 방향으로 향하도록 하는 원편광 여기 자기장(B1)의 매개변수를 정하기 위해, 2차원 gradient-echo 펄스 시퀀스(다만, 변조 자기장 인가 부분인 t_{MOD} 와 경사 자기장 인가 부분인 t_{pe} 를 제외하였고, K-step은 사용하지 않음)에서 상기 여기 자기장의 인가 시간(t_{B1})(1 ms 고정)을 고정하고, NMR 신호의 측정 시간(t_{acq}) 동안, NMR 신호가 측정되었다. 사용한 매개변수는 사전 자화 자기장의 인가 시간(t_{Bp})은 1초이고, 여기 자기장의 인가 시간(t_{B1})은 1 msec이고, MR 신호의 측정 시간(t_{acq})은 2 초이고, 반복 시간(t_{r})은 3초이다. 각 포인트에서 4번 측정하여 이를 평균하였다. 원편광 여기 자기장의 전류원으로 임의 함수발생기(AFG; arbitrary function generator)가 사용되었다. 상기 임의 함수 발생기의 위상과 진폭을 조절하여 NMR 신호가 최소가 되는 점, 즉 최대한 자화가 상기 측정 바이어스 자기장 방향으로 향하게 되는 원편광 여기 자기장의 조건을 탐색하였다. 그 결과, 상기 임의 함수 발생기의 진폭은 63 mV와 위상은 99 도 이다. 따라서, 207 Hz 사인함수를 여기 자기장의 인가 시간(t_{B1}) 1 ms 동안 인가하였을 때 자화가 상기 측정 바이어스 자기장 방향으로 향하게 된 것으로 예측된다.
- [119] 도 14는 변조 자기장의 인가 시간과 교류 전류의 세기에 따른 핵자기 공명 신호의 세기를 나타내는 도면이다.

- [120] 도 14를 참조하면, 변조 자기장(교류 전류의 세기)를 고정하고, 핵자기 공명 신호가 최대가 되는 변조 자기장의 인가시간(t_{MOD})이 측정되었다. 측정하기 위하여, 2차원 gradient-echo 펄스 시퀀스(다만, 경사자장 인가 부분인 t_{pe} 제외)가 사용되었다. 즉 변조 자기장의 인가 시간(t_{MOD}) 이후 K-step을 사용하여 상기 측정 바이어스 자기장의 세기를 4.86 μT 에서 34.5 μT 로 증가시키고, NMR 신호가 측정되었다. 실험에서 사용한 매개변수는 사전 자화 자기장의 인가 시간(t_{Bp})은 1 초이고, 여기 자기장의 인가 시간(t_{BI})은 1 msec이고, MR 신호의 측정 시간(t_{acq})은 2 초이고, 반복 시간(t_r)은 3초이다. 또한, 상기 변조 자기장의 진동 주파수(f_{MOD})은 207 Hz이다. 각 변조 자기장의 인가 시간(t_{MOD})에서 4번 측정하여 이를 평균하였다.
- [121] 도 14를 참조하면, 약 9 mA의 교류 전류를 약 150 ms (변조 자기장의 인가 시간(t_{MOD})) 동안 MREIT 팬텀에 인가했을 때 최대 NMR 신호가 관측되며, 150 ms 이상에서는 MR 신호가 다시 감소하는 것을 확인 할 수 있었다. 또한 교류 전류를 줄여 변조 자기장의 세기를 줄일수록 필요한 인가시간이 늘어난다. 따라서 위 결과로부터 우리는 전류원 주변 스핀들이 외부에서 인가한 변조 자기장의 진동 주파수와 공명을 잘 일으키는 것을 알 수 있었다.
- [122] 도 15는 본 발명의 일 실시예에 따른 MREIT 팬텀의 양성자 밀도 자기 공명 영상이다.
- [123] 도 15를 참조하면, 측정 대상(팬텀)이 제대로 영상화가 되는지 확인하기 위해, 2차원 gradient-echo 펄스 시퀀스(다만, 원평광 여기 자기장 인가 부분과 변조 자기장 인가 부분 제외)가 사용되었다. 따라서 K-step 없이 7 ms의 시간지연을 두고 34.5 μT 의 측정 바이어스 자기장과 2축 경사자장이 인가된다. 실험에서 사용한 매개변수는 사전 자화 자기장의 인가 시간(t_{Bp})은 1 초이고, 경사 자기장의 인가 시간(t_{pe})은 0.1 sec이고, MR 신호의 측정 시간(t_{acq})은 0.3 초이고, 반복 시간(t_r)은 4.7 초이다. 41 단계의 위상부호화 단계를 주었으며, 위상부호화를 제공하기 위한 각 단계별 z축 경사자기장(G_z)의 세기 차이(ΔG_z)는 0.028 $\mu T/cm$ 이고 주파수 부호화를 제공하기 위한 x축 경사자기장(G_x)의 세기는 0.56 $\mu T/cm$ 이며, 16회 평균을 하였다.
- [124] 이에 따라, MREIT 팬텀이 제대로 영상화됨을 확인하였다. 중심의 원은 1% 아가로스겔이 있는 부분이다.
- [125] 도 16은 본 발명의 일 실시예에 따른 MREIT 팬텀의 교류 전류(변조 자기장)에 의한 자기 공명 영상이다.
- [126] 도 16을 참조하면, 변조 자기장(B_{MOD})을 인가한 경우, MREIT 영상이 획득되었다. 2차원 gradient-echo 펄스 시퀀스가 사용되었다. 실험에서 사용한 매개변수는 사전 자화 자기장의 인가 시간(t_{Bp})은 1 초이고, 여기 자기장의 인가 시간(t_{BI})은 1 msec이고, 변조 자기장의 인가 시간(t_{MOD})은 149.75 msec이고, 경사 자기장의 인가 시간(t_{pe})은 0.1 sec이고, MR 신호의 측정 시간(t_{acq})은 0.3 초이고, 반복 시간(t_r)은 4.7 초이고, 교류 전류의 세기는 9 mA이고, 교류 전류의 진동

주파수는 207 Hz이다. 41 단계의 위상부호화 단계를 주었으며, 위상부호화를 제공하는 각 단계별 z축 경사자기장(G_z)의 세기 차이(ΔG_z)는 $0.028 \mu T/cm$ 이고, 주파수 부호화를 제공하는 x축 경사자기장(G_x)의 세기는 $0.56 \mu T/cm$ 이며, 16회 평균을 하였다. 교류 전류가 인가됨에 따라 변조 자기장이 발생하여 그로 인한 이미지가 나타났다.

- [127] 도 17은 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 극저자기장 핵자기 공명 장치를 나타내는 개념도이다.
- [128] 도 18은 도 17의 극저자기장 핵자기 공명 장치의 펄스 시퀀스를 나타낸다.
- [129] 도 17 및 도 18을 참조하면, 극저자기장 핵자기 공명 장치(100b)는 측정 대상에 전류가 흐르도록 상기 측정 대상에 전류를 제공하는 교류 전원(191); 상기 측정 대상에 근접하게 배치된 자기장 측정 수단(160); 및 상기 측정 대상의 양성자 자기 공명 주파수에 대응하는 측정 바이어스 자기장을 인가하는 측정 바이어스 자기장 발생 수단(140)을 포함한다. 상기 교류 전원의 진동 주파수는 상기 측정 대상의 양성자 자기 공명 주파수와 일치하고, 상기 자기장 측정 수단은 상기 측정 대상으로부터 발생하는 핵자기 공명 신호를 측정한다.
- [130] 사전 자화 자기장 발생 수단(150)은 상기 측정 대상을 사전 자화시키는 사전 자화 자기장을 생성한다. 상기 사전 자화 자기장의 방향은 상기 측정 자기장의 방향에 수직할 수 있다. 상기 측정 바이어스 자기장이 인가된 상태에서, 상기 사전 자화 자기장의 세기를 아디아바틱 과정(adiabatic process)을 통하여 감소시켜 상기 측정 대상의 자화 방향을 상기 측정 바이어스 자기장 방향으로 정렬시킬 수 있다.
- [131] MREIT 이미징 펄스 시퀀스(pulse sequence)는 3차원 gradient-echo 펄스 시퀀스이다. 상기 펄스 시퀀스는 사전 자화 자기장(B_p)을 인가 시간(t_{BP}) 동안 인가하는 단계, 상기 측정 바이어스 자기장(B_m)이 인가된 상태에서 상기 사전 자화 자기장(B_p)의 세기를 소정의 시간(t_d) 동안 아디아바틱 과정을 통하여 감소시키는 단계, 변조 자기장(B_{MOD})을 인가 시간(t_{MOD}) 동안 인가하는 단계, 측정 바이어스 자기장(B_m)의 세기를 증가시키면서 경사 자기장(G_x, G_y, G_z)을 인가하는 단계, 핵자기 공명 신호를 소정의 시간(t_{acq}) 동안 측정하는 단계, 및 반복 시간(t_r)을 제공하는 단계를 포함한다.
- [132] 사전자화 자기장 방향으로 정렬한 핵스핀이 adiabatic process를 통해 측정자기장 방향으로 향하도록 소정의 시간(t_d) 동안 사전자화 자기장(B_p)을 조절한다. 급격한 자기장의 변화로는 사전자화자기장 방향으로 정렬된 핵스핀의 방향은 바뀌지 않지만, 측정 바이어스 자기장이 걸려있는 상태에서 adiabatic process가 일어나는 특정 조건을 만족시키면서 사전 자화 자기장을 감소시키면, 사전자화자기장 방향으로 정렬된 핵스핀은 측정 바이어스 자기장 방향으로 회전할 수 있다.
- [133] 극저자장 3차원(2차원) 경사-에코 신호 시퀀스를 사용하여 획득하거나, 슬라이스 선택(slice selection)을 통해 MR영상을 획득한다면 전류 맵을 구할 수

있다. 이는 NMR 신호가 전류에 의한 자기장에 의해 발생하기 때문이다. 이러한 전류 맵으로부터 일반적인 디콘볼루션 알고리즘을 사용하여 전류밀도 영상을 획득할 수 있다. 전류 밀도는 전기전도도와 전기장의 곱으로 표시되므로, 전기 전도도 영상을 획득할 수 있다. 전류 밀도 영상으로부터 경계요소법(BEM; boundary element method)등의 알고리즘을 사용하여 전기 전도도 영상을 획득하게 된다.

- [134] 이상에서는 본 발명을 특정 바람직한 실시예에 대하여 도시하고 설명하였으나, 본 발명은 이러한 실시예에 한정되지 않으며, 당해 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 특허청구범위에서 청구하는 본 발명의 기술적 사상을 벗어나지 않는 범위 내에서 실시할 수 있는 다양한 형태의 실시예들을 모두 포함한다.

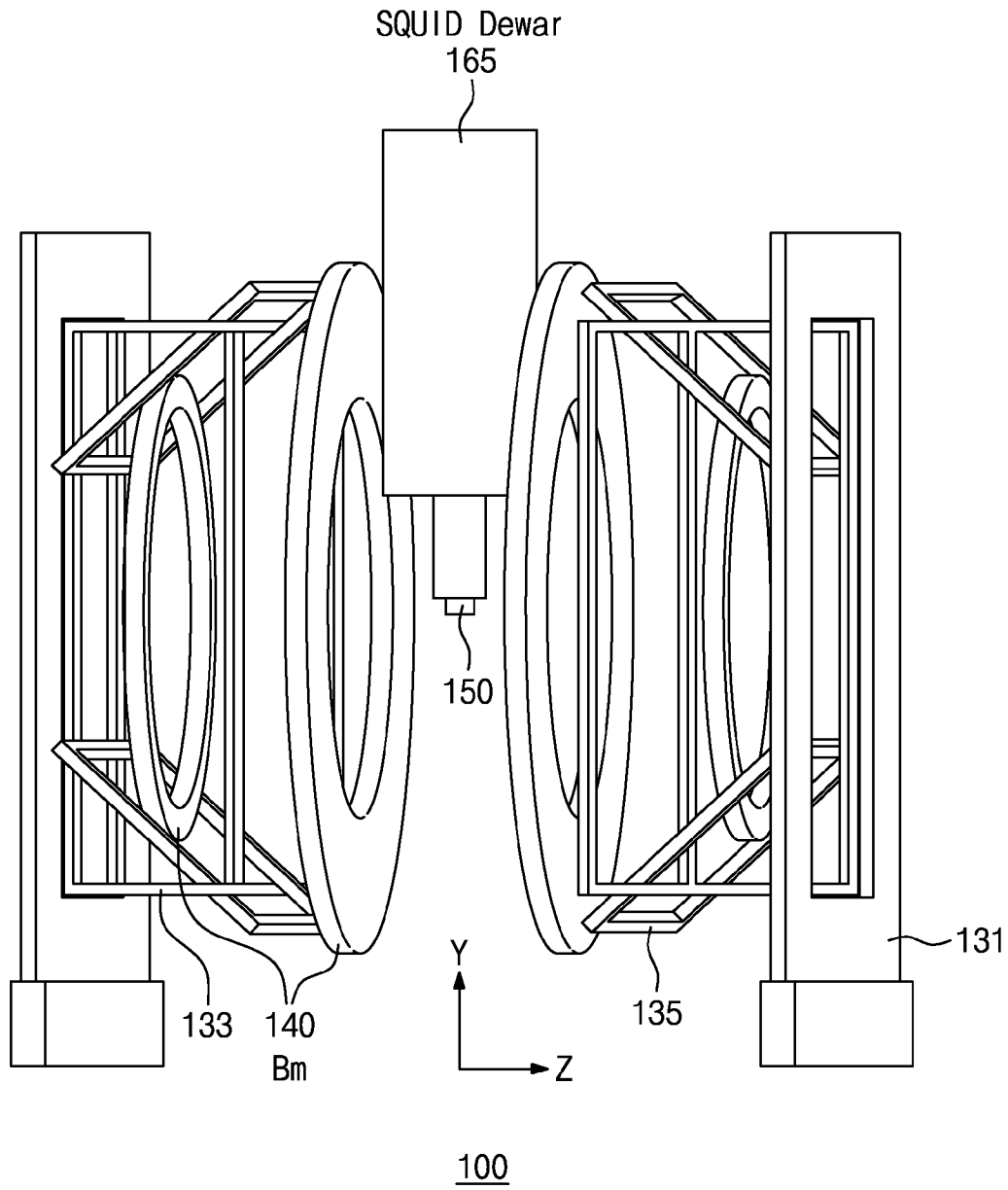
청구범위

- [청구항 1] 측정 대상에 전류가 흐르도록 상기 측정 대상에 전류를 제공하는 교류 전원;
상기 측정 대상에 근접하게 배치된 자기장 측정 수단; 및
상기 측정 대상의 양성자 자기 공명 주파수에 대응하는 측정 바이어스 자기장을 인가하는 측정 바이어스 자기장 발생 수단을 포함하고,
상기 교류 전원의 진동 주파수는 상기 측정 대상의 양성자 자기 공명 주파수와 일치하고,
상기 자기장 측정 수단은 상기 측정 대상으로부터 발생하는 핵자기 공명 신호를 측정하는 것을 특징으로 하는 극저자기장 핵자기 공명 장치.
- [청구항 2] 제1 항에 있어서,
상기 측정 대상을 사전 자화시키는 사전 자화 자기장을 인가하는 사전 자화 자기장 발생 수단을 더 포함하고,
상기 사전 자화 자기장의 방향은 상기 측정 바이어스 자기장의 방향과 일치하는 것을 특징으로 하는 것을 특징으로 하는 극저자기장 핵자기 공명 장치.
- [청구항 3] 제1 항에 있어서,
상기 측정 대상을 사전 자화시키는 사전 자화 자기장을 생성하는 사전 자화 자기장 발생 수단; 및
상기 측정 대상의 자화의 방향을 상기 측정 바이어스 자기장의 방향으로 전환하는 여기 자기장을 생성하는 여기 자기장 발생 수단을 더 포함하고,
상기 사전 자화 자기장의 방향은 상기 측정 바이어스 자기장의 방향과 수직하고,
상기 여기 자기장은 상기 자화의 방향을 상기 측정 바이어스 자기장 방향으로 회전시키는 것을 특징으로 하는 것을 특징으로 하는 극저자기장 핵자기 공명 장치.
- [청구항 4] 제3 항에 있어서,
상기 여기 자기장 발생 수단은 원편광 여기 자기장을 생성하는 것을 특징으로 하는 극저자기장 핵자기 공명 장치.
- [청구항 5] 제1 항에 있어서,
상기 측정 대상을 사전 자화시키는 사전 자화 자기장을 인가하는 사전 자화 자기장 발생 수단을 더 포함하고,
상기 사전 자화 자기장의 방향은 상기 측정 바이어스 자기장의 방향과 수직하고,
상기 측정 바이어스 자기장이 인가된 상태에서, 상기 사전 자화 자기장의 세기를 아디아바틱 과정(adiabatic process)을 통하여 감소시켜 상기 측정 대상의 자화 방향을 상기 측정 바이어스 자기장 방향으로

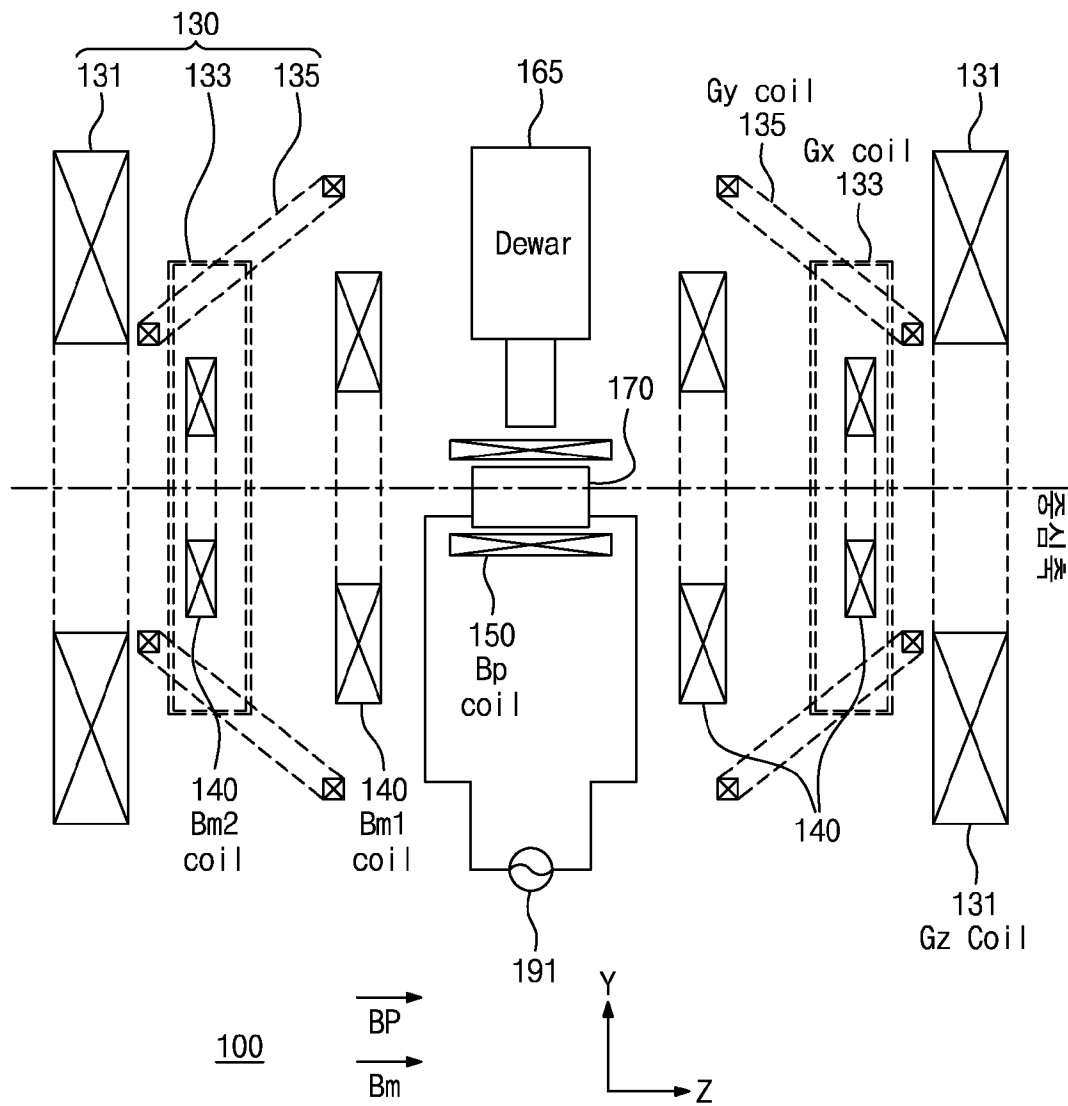
- 정렬시키는 것을 특징으로 하는 것을 특징으로 하는 극저자기장 핵자기 공명 장치.
- [청구항 6] 제1 항에 있어서,
상기 측정 대상에 경사 자기장을 경사 자기장을 제공하는 경사 자기장 발생 수단을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 극저자기장 핵자기 공명 장치.
- [청구항 7] 측정 대상을 사전 자화시키는 사전 자화 자기장을 인가하는 단계;
상기 측정 대상의 양성자 자기 공명 주파수에 대응하는 측정 바이어스 자기장을 인가하는 단계;
상기 측정 대상에 상기 측정 바이어스 자기장의 양성자 자기 공명 주파수에 대응하는 진동 주파수의 교류 전류를 제공하여 변조 자기장을 인가하는 단계;
상기 측정 대상에 경사 자기장을 인가하는 단계;
상기 측정 대상으로부터 발생하는 핵자기 공명 신호를 측정하는 단계; 및
상기 핵자기 공명 신호를 이용하여 상기 측정 대상의 전류 영상을 구하는 단계를 포함하고,
상기 교류 전류의 진동 주파수는 상기 측정 대상의 양성자 자기 공명 주파수에 대응하는 측정 바이어스 자기장에 대응하는 것을 특징으로 하는 극저자기장 핵자기 공명 영상 측정 방법.
- [청구항 8] 제7 항에 있어서,
상기 사전 자화 자기장의 방향은 상기 측정 자기장의 방향과 일치하고,
상기 변조 자기장의 방향은 상기 측정 자기장에 수직한 것을 특징으로 하는 극저자기장 핵자기 공명 영상 측정 방법.
- [청구항 9] 제7 항에 있어서,
상기 측정 대상의 자화의 방향을 상기 측정 바이어스 자기장의 방향으로 전환하는 여기 자기장을 제공하는 단계를 더 포함하고,
상기 사전 자화 자기장의 방향은 상기 측정 바이어스 자기장의 방향과 수직하고,
상기 여기 자기장은 상기 사전 자화 자기장 방향으로 정렬된 자화를 상기 측정 바이어스 자기장 방향으로 회전시키는 것을 특징으로 하는 극저자기장 핵자기 공명 영상 측정 방법.
- [청구항 10] 제7 항에 있어서,
상기 사전 자화 자기장의 방향은 상기 측정 자기장의 방향에 수직하고,
상기 측정 바이어스 자기장이 인가된 상태에서, 상기 사전 자화 자기장의 세기를 아디아바틱 과정(adiabatic process)을 통하여 감소시켜 상기 측정 대상의 자화 방향을 상기 측정 바이어스 자기장 방향으로 정렬시키는 것을 특징으로 하는 극저자기장 핵자기 공명 영상 측정 방법.
- [청구항 11] 제9 항에 있어서,

상기 여기 자기장은 원편광 여기 자기장인 것을 특징으로 하는
극저자기장 핵자기 공명 영상 측정 방법.

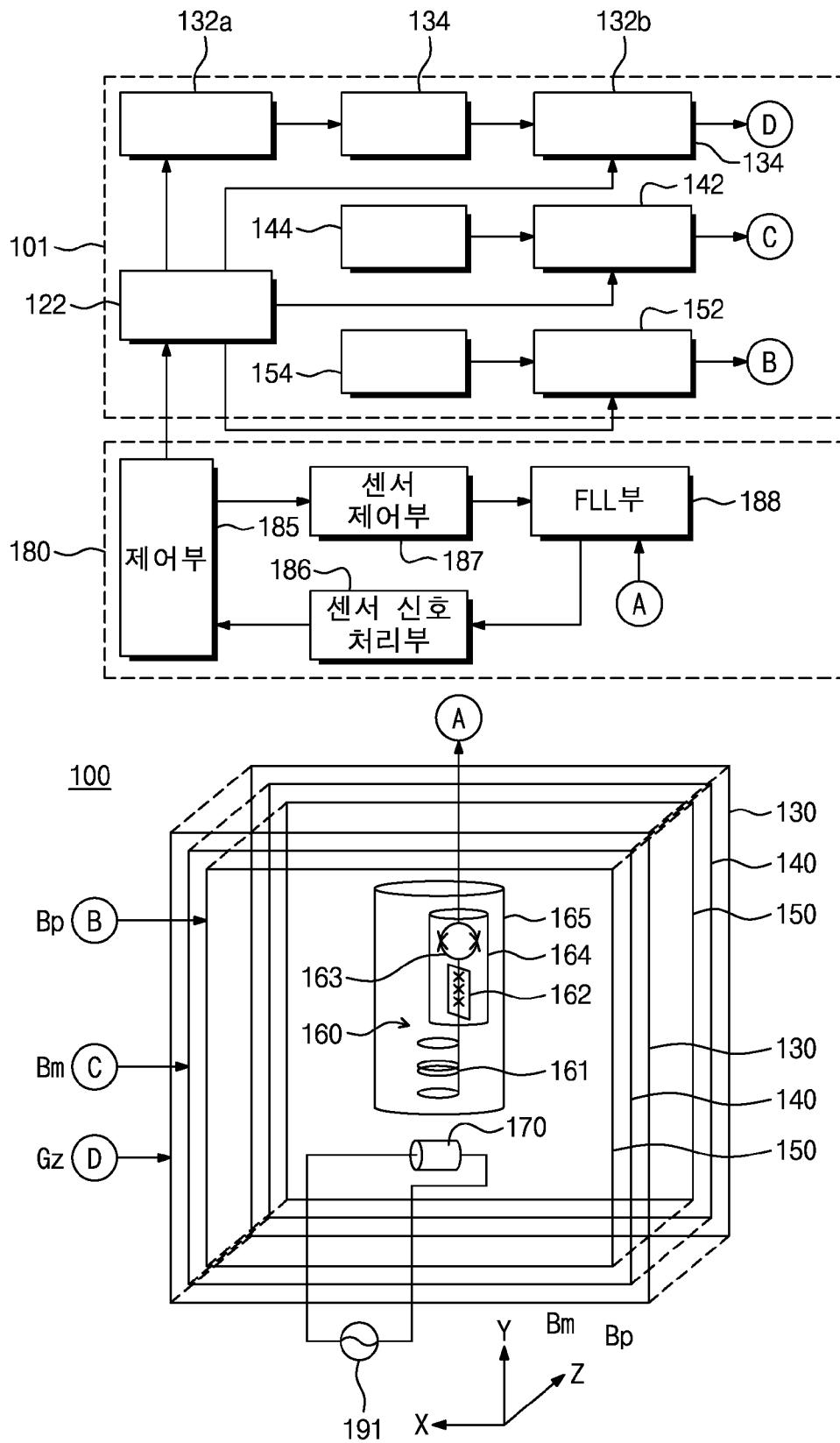
[도1]



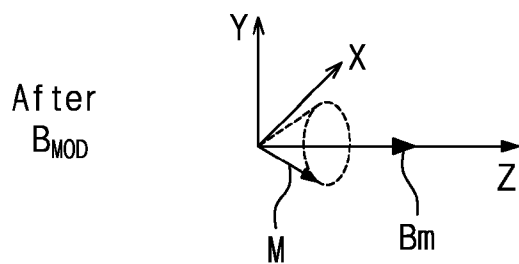
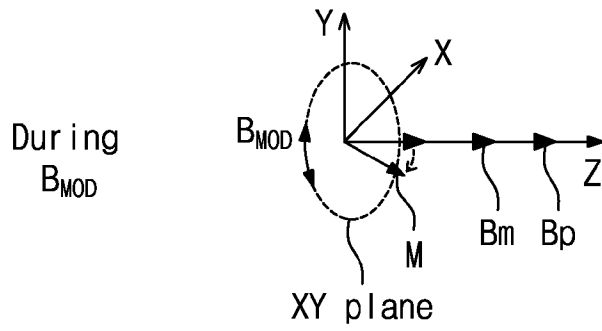
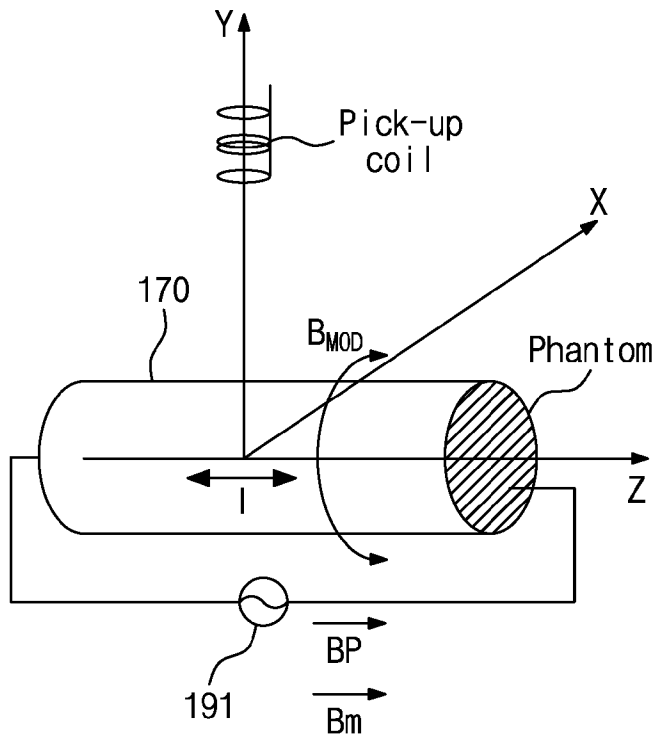
[도2]



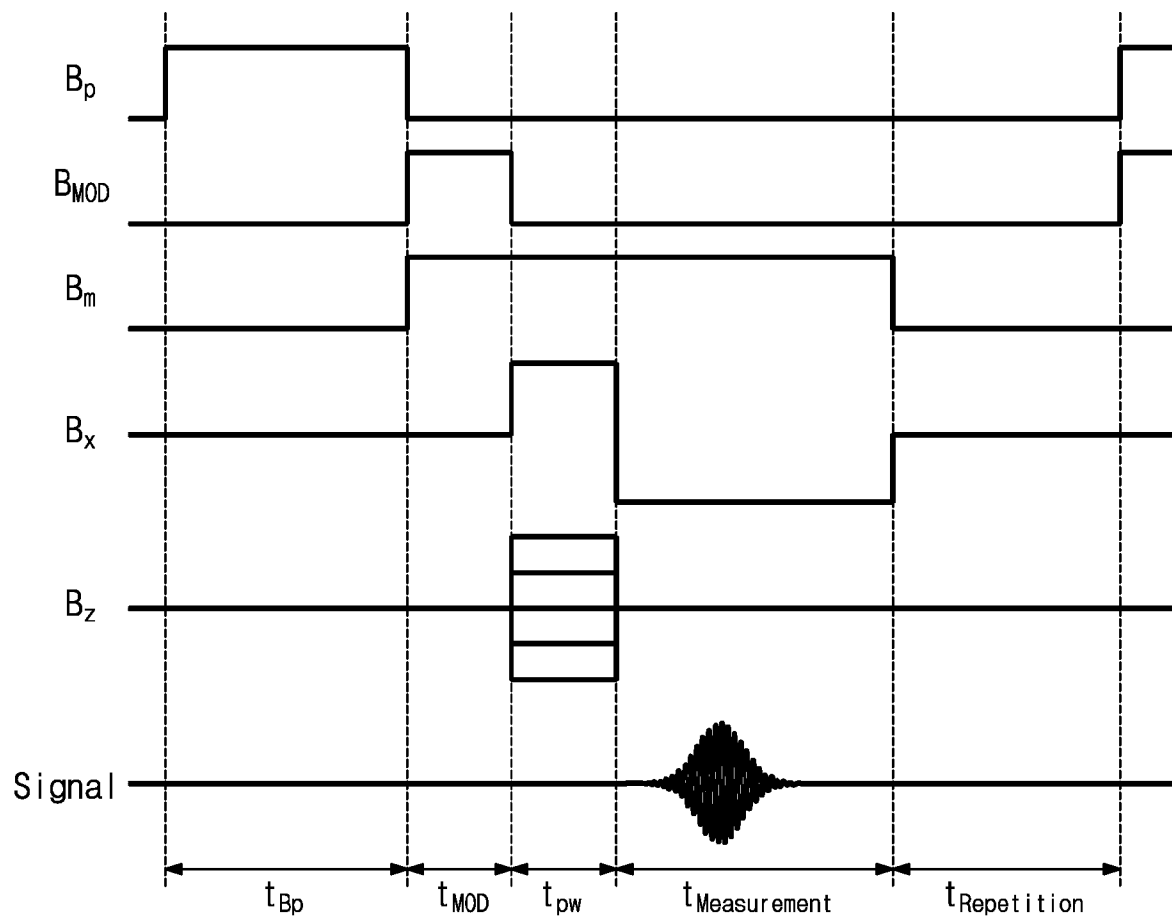
[도3]



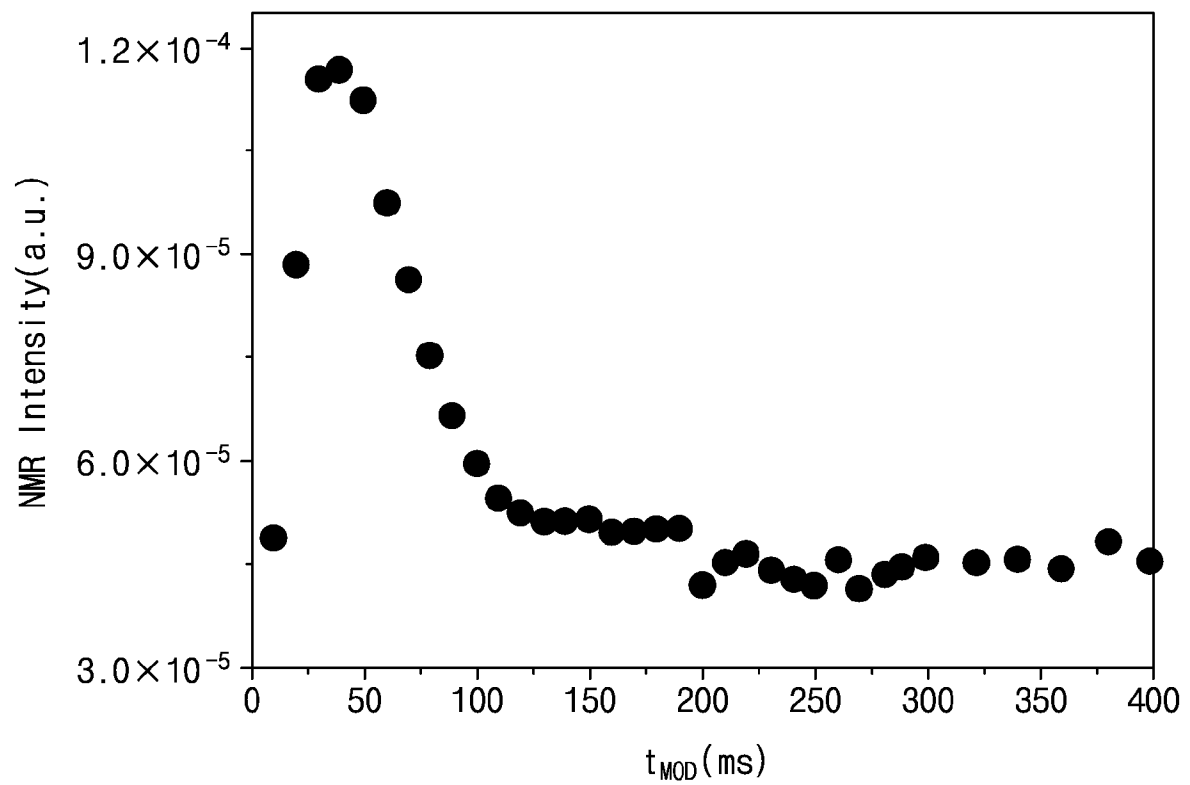
[도4]



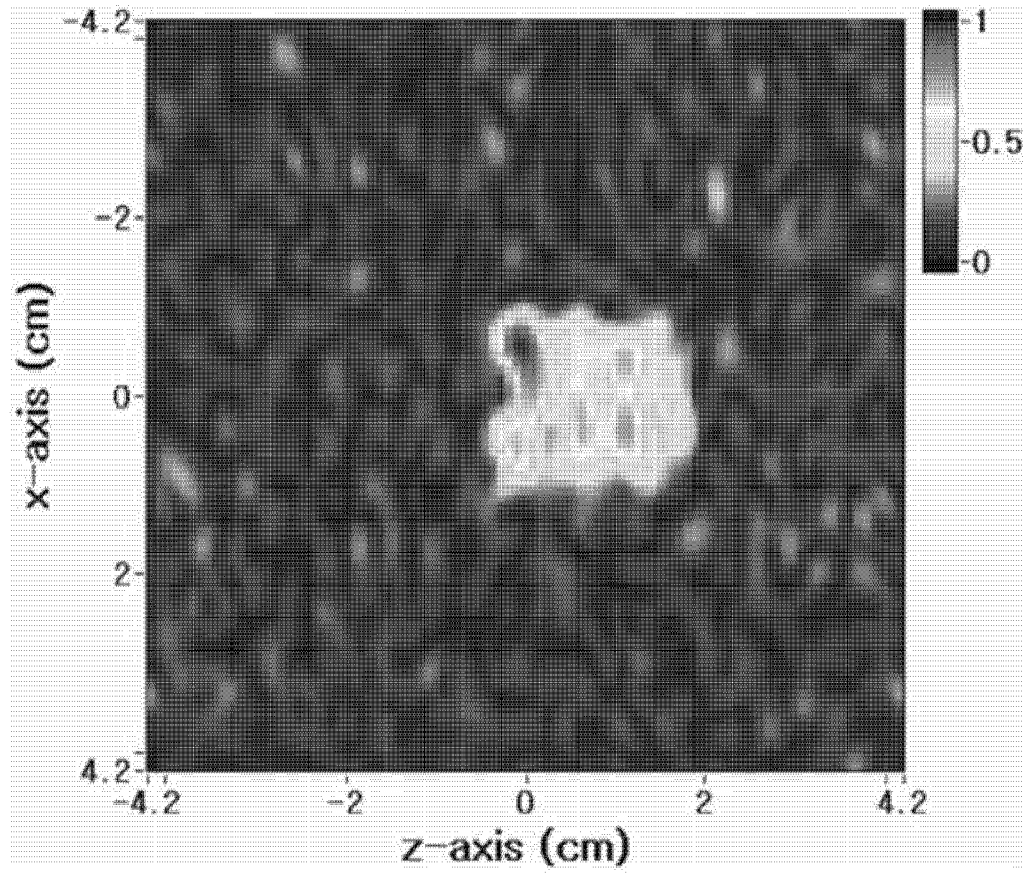
[도5]



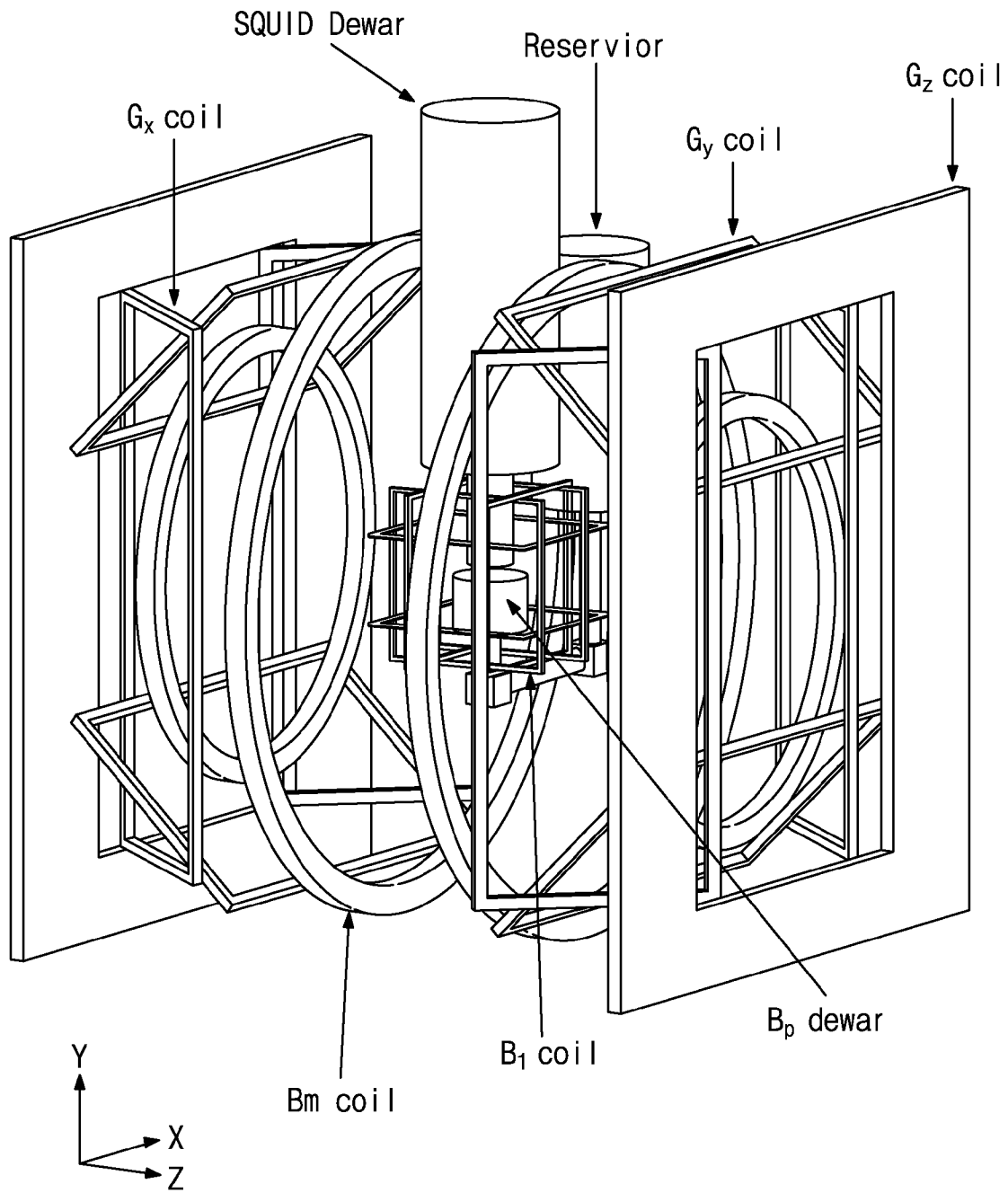
[도6]



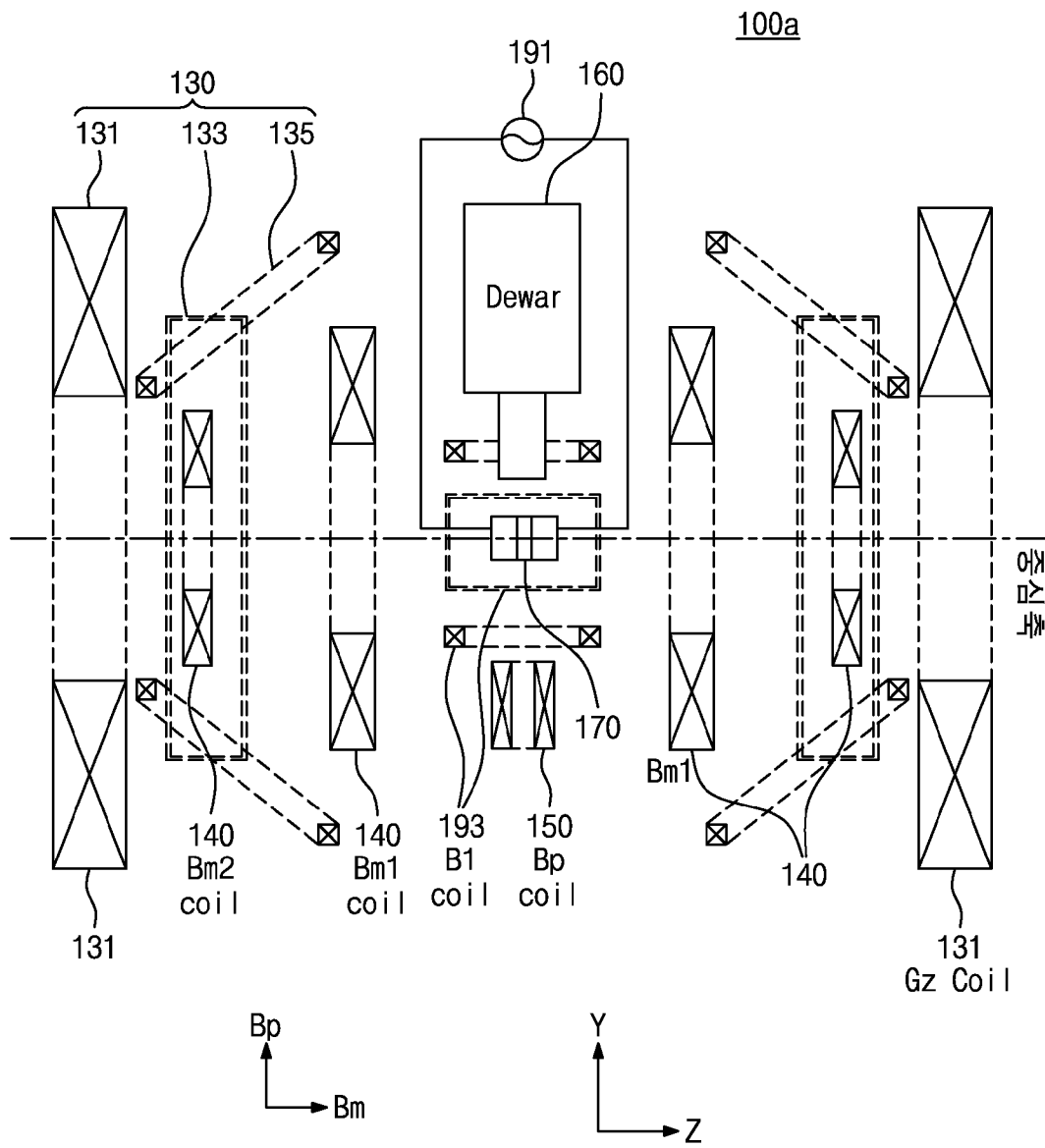
[도7]



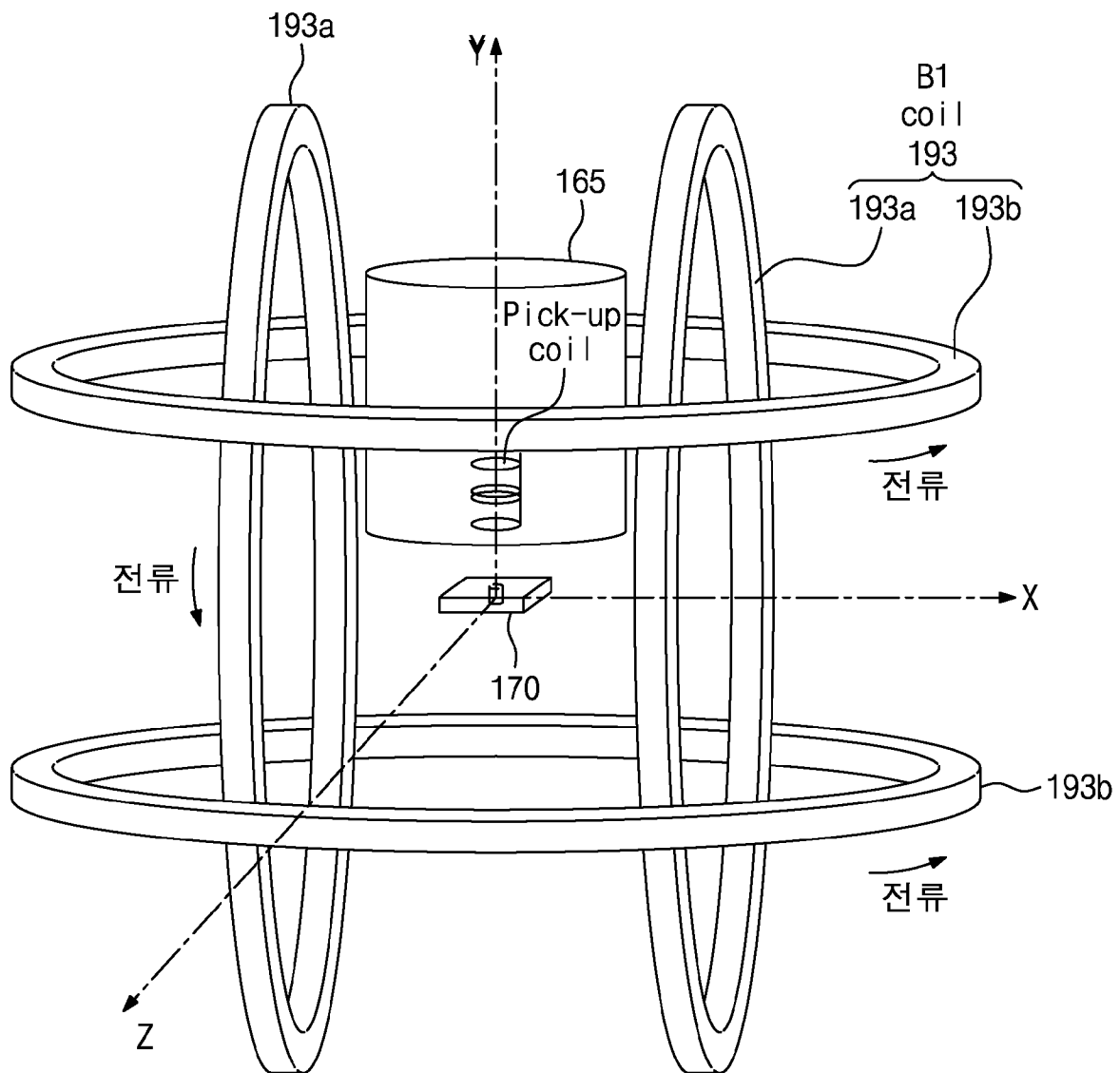
[도8]



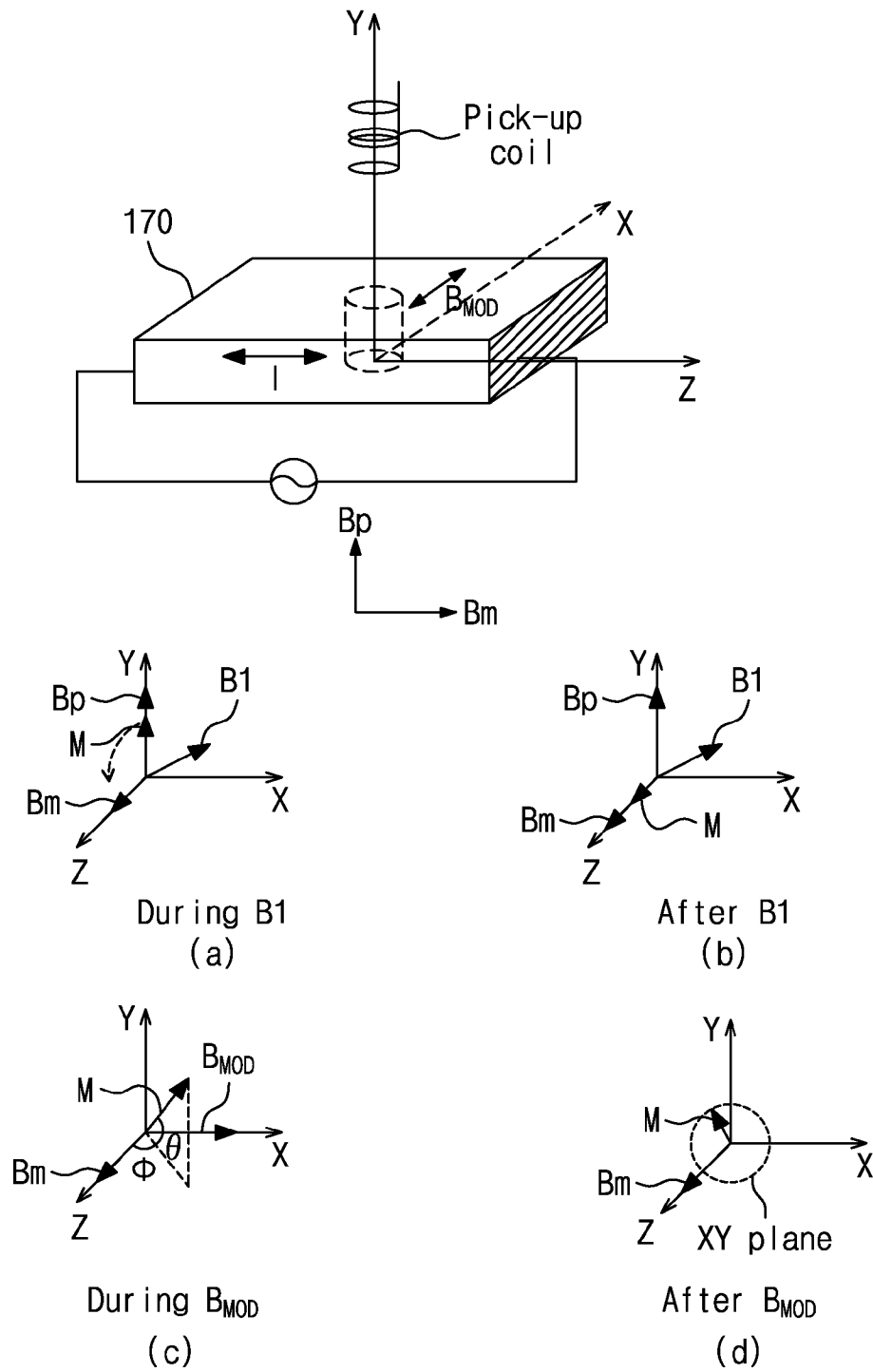
[도9]



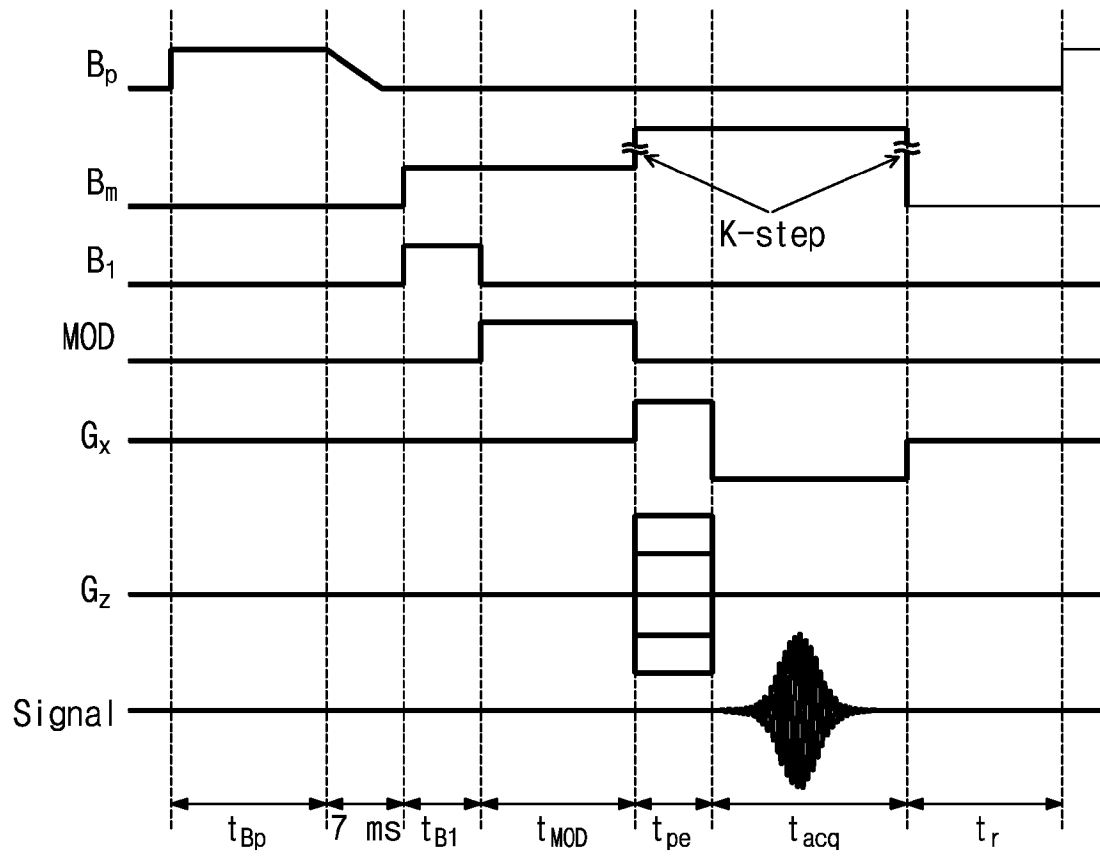
[도10]



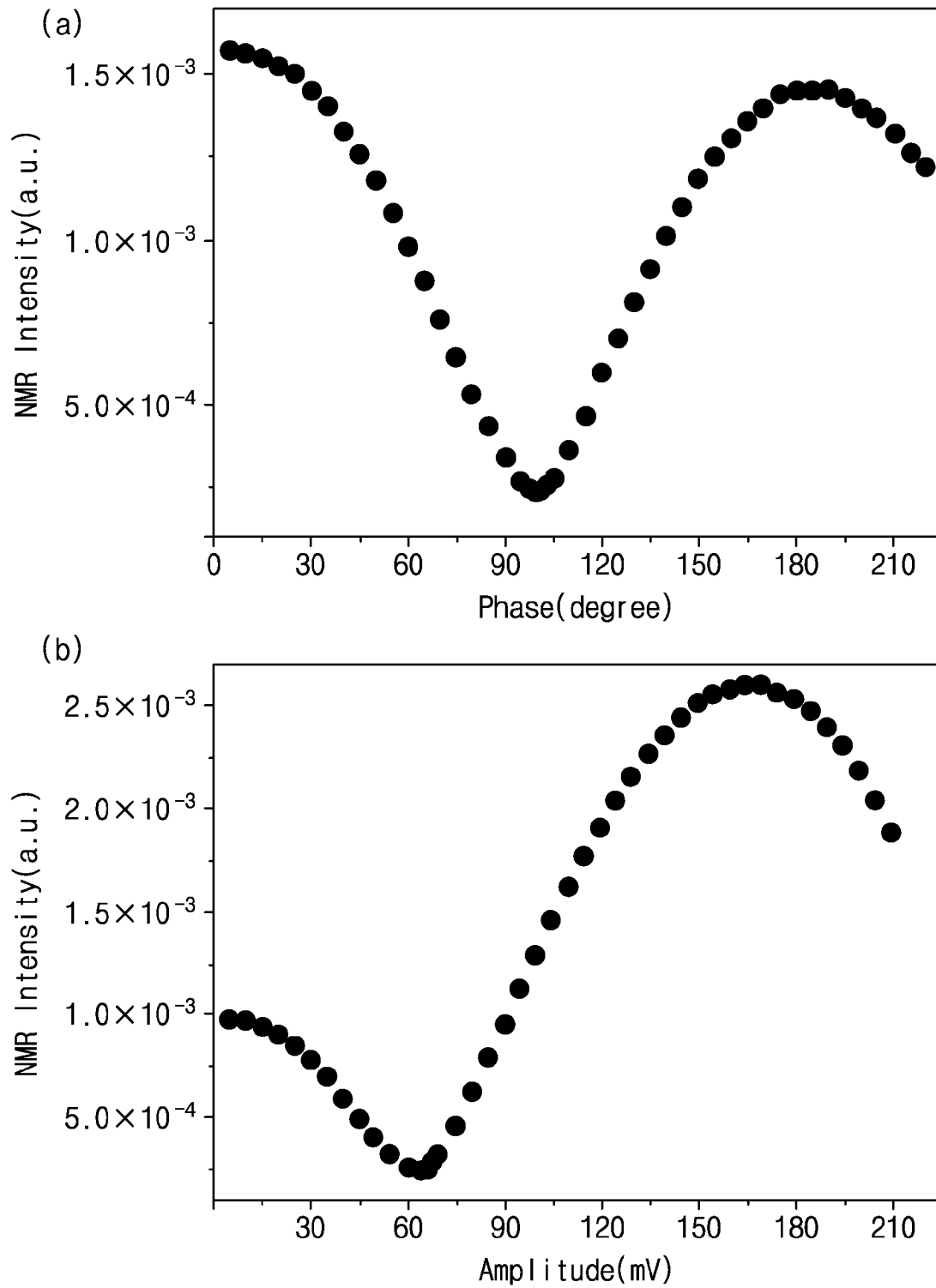
[도11]



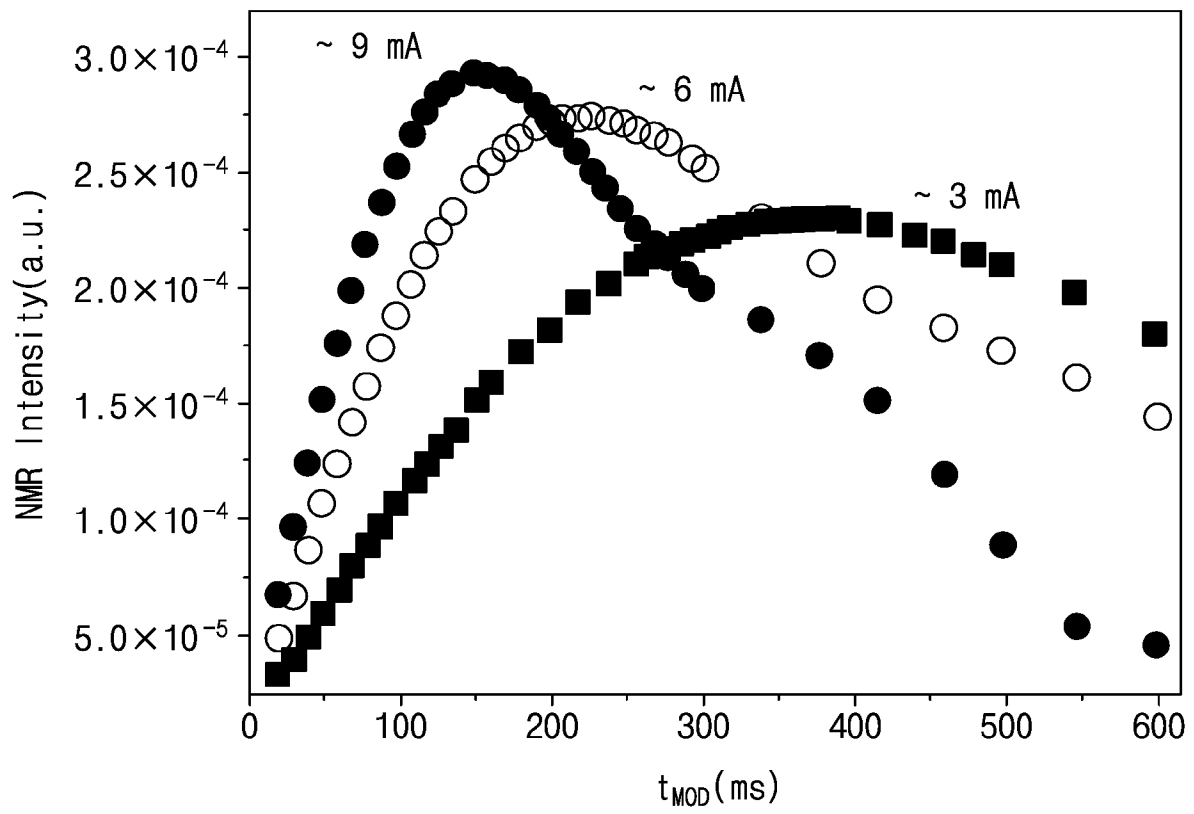
[도12]



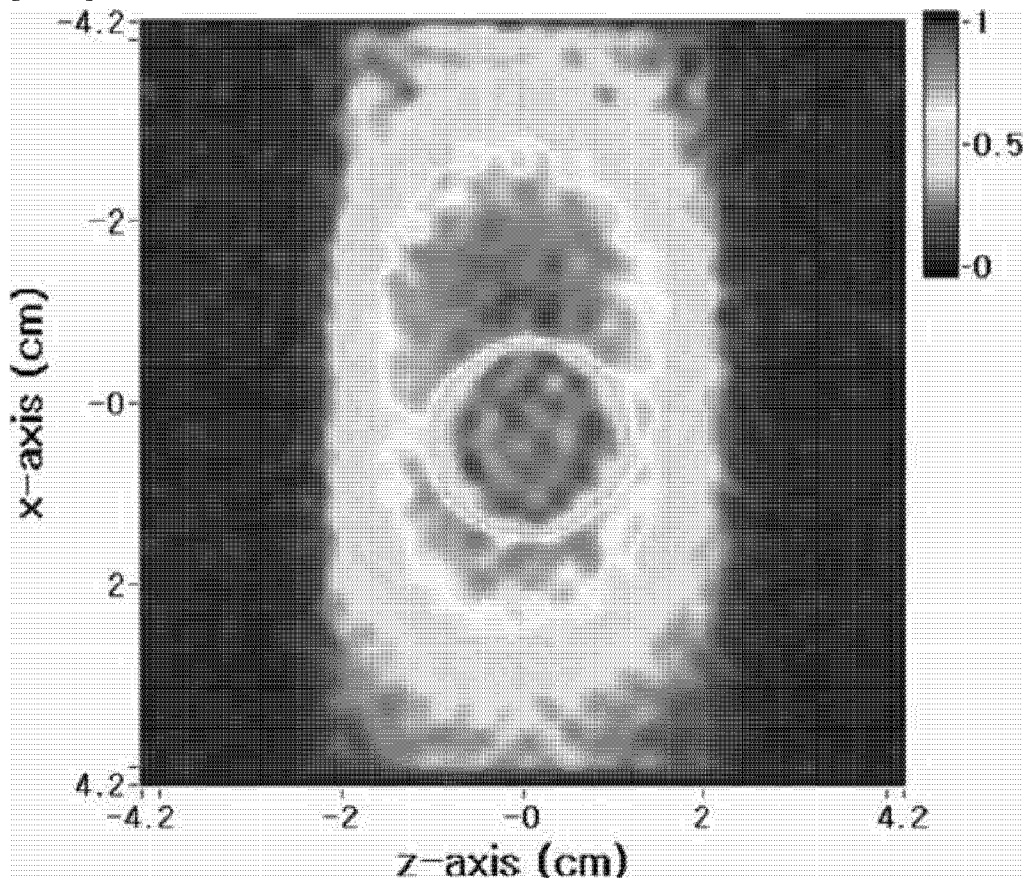
[도13]



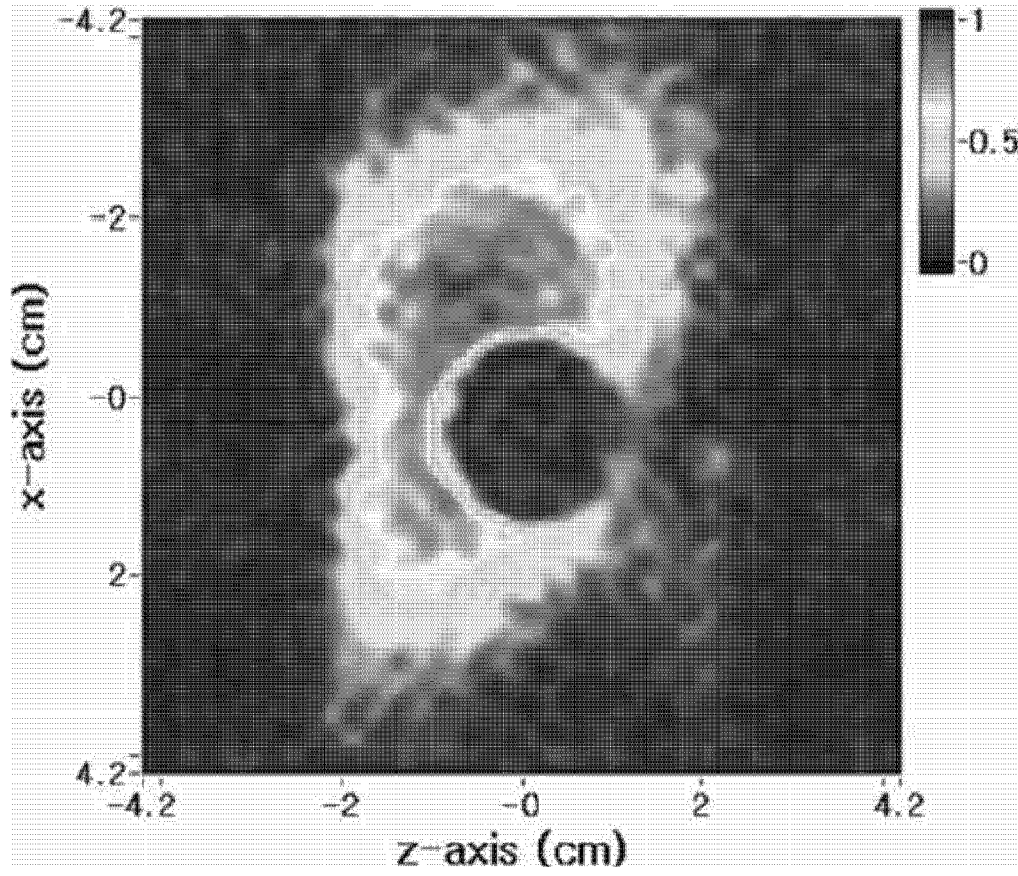
[도14]



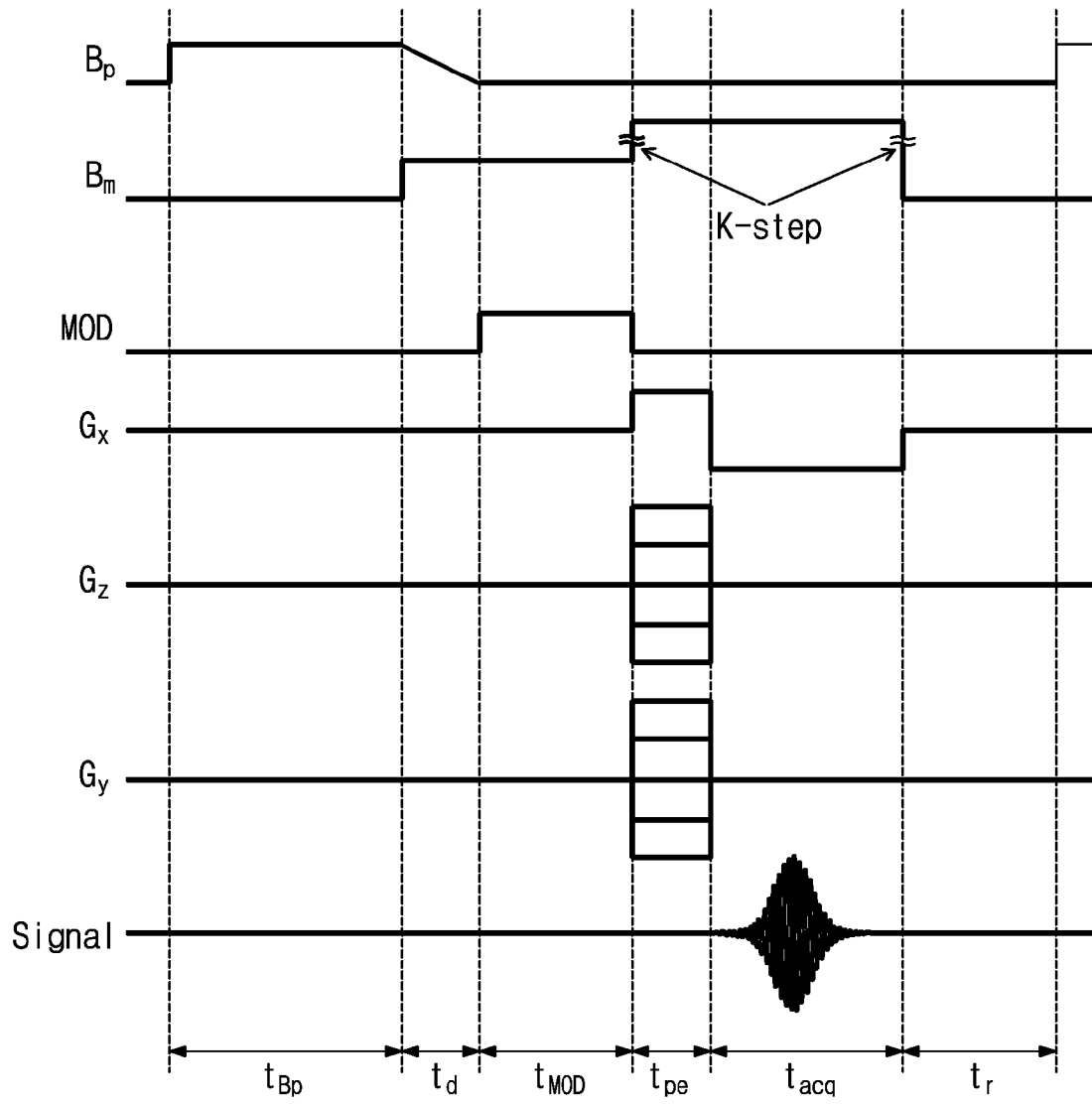
[도15]



[도16]



[도18]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2017/003616

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/055(2006.01)i, G01R 33/46(2006.01)i, G01R 33/421(2006.01)i, G01R 33/36(2006.01)i, G01R 33/38(2006.01)i, G01R 33/48(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B 5/055; G01R 33/20; G01R 33/38; G01R 33/26; G01R 33/46; G01R 33/421; G01R 33/36; G01R 33/48

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: ultra-low field magnetic field, magnetic field, magnetic field, nuclear magnetic resonance, electric current, alternating current

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	KIM, Ki Woong et al., "Development of Next-generation Measurement Technology for Biomagnetic Resonance", Korea Research Institute of Standards and Science Research Report, December 2015 See pages 43, 142, 160-169 and figures 3-1-8.	1-11
A	KIM, Ki Woong et al., "Development of Next-generation Measurement Technology for Biomagnetic Resonance", Korea Research Institute of Standards and Science Research Report, October 2014 See pages 27, 39, 42.	1-11
A	KIM, Ki Woong et al., "Development of Next-generation Measurement Technology for Biomagnetic Resonance", Korea Research Institute of Standards and Science Research Report, October 2015 See pages 23-28.	1-11
A	KR 10-1520814 B1 (KOREA RESEARCH INSTITUTE OF STANDARDS AND SCIENCE) 29 May 2015 See claims 1-5 and figures 1-7.	1-11
A	KR 10-2011-0039808 A (SNU R&DB FOUNDATION) 20 April 2011 See claims 1-6 and figures 2, 3.	1-11



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

19 JULY 2017 (19.07.2017)

Date of mailing of the international search report

19 JULY 2017 (19.07.2017)

Name and mailing address of the ISA/KR



Korean Intellectual Property Office
Government Complex-Daejeon, 189 Seonsa-ro, Daejeon 302-701,
Republic of Korea

Facsimile No. +82-42-481-8578

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2017/003616

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-1520814 B1	29/05/2015	KR 10-2015-0051289 A	12/05/2015
KR 10-2011-0039808 A	20/04/2011	NONE	

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61B 5/055(2006.01)i, G01R 33/46(2006.01)i, G01R 33/421(2006.01)i, G01R 33/36(2006.01)i, G01R 33/38(2006.01)i, G01R 33/48(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61B 5/055; G01R 33/20; G01R 33/38; G01R 33/26; G01R 33/46; G01R 33/421; G01R 33/36; G01R 33/48

조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌

한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우))

eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 극저자기장, 자기장, 자장, 핵자기공명, 전류, 교류

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
X	김기웅 등, “차세대 생체자기공명 측정기술 개발”, 한국표준과학연구원 연구보고서, 2015.12 페이지 43,142,160-169 및 도면 3-1-8 참조.	1-11
A	김기웅 등, “차세대 생체자기공명 측정기술 개발 (WCL)”, 한국표준과학연구원 연구보고서, 2014.10 페이지 27,39,42 참조.	1-11
A	김기웅 등, “차세대 생체자기공명 측정기술 개발 (WCL)”, 한국표준과학연구원 연구보고서, 2015.10 페이지 23-28 참조.	1-11
A	KR 10-1520814 B1 (한국표준과학연구원) 2015.05.29 청구항 1-5 및 도면 1-7 참조.	1-11
A	KR 10-2011-0039808 A (서울대학교산학협력단) 2011.04.20 청구항 1-6 및 도면 2,3 참조.	1-11

☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다.

☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.

* 인용된 문헌의 특별 카테고리:

“A” 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌

“T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌

“E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌

“X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다.

“L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌

“Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.

“O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌

“&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

“P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

국제조사의 실제 완료일

2017년 07월 19일 (19.07.2017)

국제조사보고서 발송일

2017년 07월 19일 (19.07.2017)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소



대한민국 특허청
(35208) 대전광역시 서구 청사로 189,
4동 (둔산동, 정부대전청사)

팩스 번호 +82-42-481-8578

심사관

김연정

전화번호 +82-42-481-3325



국제조사보고서에서
인용된 특허문헌

공개일

대응특허문헌

공개일

KR 10-1520814 B1

2015/05/29

KR 10-2015-0051289 A

2015/05/12

KR 10-2011-0039808 A

2011/04/20

없음