



(51) 국제특허분류:

A61N 2/02 (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)

A61N 2/00 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

(21) 국제출원번호:

PCT/KR2023/011964

(22) 국제출원일:

2023년 8월 11일 (11.08.2023)

(25) 출원언어:

한국어

(26) 공개언어:

한국어

(30) 우선권정보:

10-2022-0102819 2022년 8월 17일 (17.08.2022) KR

(71) 출원인: 서울대학교산학협력단 (SEOUL NATIONAL UNIVERSITY R&DB FOUNDATION) [KR/KR]; 08826 서울특별시 관악구 관악로 1, Seoul (KR). 주식회사 브레인앤비존스 (BRAIN & BEYONDS CO., LTD.) [KR/KR]; 03122 서울특별시 종로구 율곡로 214, 6층, Seoul (KR). 고려대학교 산학협력단 (KOREA UNIVERSITY RESEARCH AND BUSINESS FOUNDATION) [KR/KR]; 02841 서울특별시 성북구 안암로 145, Seoul (KR). 가천대학교 산학협력단 (GACHON UNIVERSITY OF INDUSTRY-ACADEMIC COOPERATION FOUNDATION) [KR/KR]; 13120 경기도 성남시 수정구 성남대로 1342, Gyeonggi-do (KR).

(72) 발명자:

백선하 (PAEK, Sun Ha); 05274 서울특별시 강동구 고덕로 360, 302-1304, Seoul (KR). 조창희 (CHO, Zang Hee); 18322 경기도 화성시 봉담읍 와우로 34번길 11, 102-1304, Gyeonggi-do (KR). 손영돈 (SON, Young Don); 21982 인천광역시 연수구 송도과학로 51번길 136, 206-703, Incheon (KR). 권대혁 (KWON, Dae Hyuk); 05242 서울특별시 강동구 올림픽로91길 30, 103-1503, Seoul (KR). 박순범 (PARK, Soon Beom); 05274 서울특별시 강동구 고덕로 360, 302-1304, Seoul (KR).

(74) 대리인:

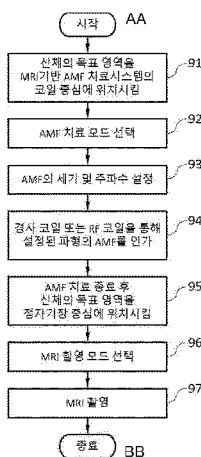
특허법인(유)화우 (YOON & YANG (IP) LLC); 06164 서울특별시 강남구 영동대로 511, 34층, Seoul (KR).

(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, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW,

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING-BASED ALTERNATING MAGNETIC FIELD TREATMENT SYSTEM

(54) 발명의 명칭: 자기 공명 영상 기반 교류 자기장 치료 시스템



(57) Abstract: A magnetic resonance imaging (MRI)-based alternating magnetic field (AMF) treatment system according to one embodiment of the technical idea of the present invention comprises an MRI device including an MRI coil system, and is configured to generate an AMF by applying an alternating current to the MRI coil system in the MRI device.

(57) 요약서: 본 발명의 기술적 사상에 의한 일 실시예에 따른 자기 공명 영상(MRI) 기반 교류 자기장(AMF) 치료 시스템은, MRI 코일 시스템을 포함하는 MRI 장치를 포함하고, 상기 MRI 장치 내의 MRI 코일 시스템에 교류 전류를 인가하여 AMF를 발생시키도록 구성된다.

- 91 ... Position target area of body at center of coil of MRI-based AMF treatment system
92 ... Select AMF treatment mode
93 ... Set AMF intensity and frequency
94 ... Apply AMF of set waveform through gradient coil or RF coil
95 ... Position target area of body at center of static magnetic field after completion of AMF treatment
96 ... Select MRI scanning mode
97 ... Perform MRI scanning
AA ... Start
BB ... End



SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN,
TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

- (84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의
역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, CV, GH, GM,
KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, 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,
ME, 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 제21조(3))

명세서

발명의 명칭: 자기 공명 영상 기반 교류 자기장 치료 시스템

기술분야

- [1] 본 발명은 자기 공명 영상(MRI: magnetic resonance imaging) 시스템의 도움으로 검사 및 치료 대상에 대해 교류 자기장(AMF: alternating magnetic field) 치료가 가능한 장치 및 방법에 관한 것이며, 보다 상세하게는 신체 내 종양 등의 질병을 치료하기 위하여 신체의 목표 영역에 특정 주파수의 AMF를 가할 수 있도록 MRI 시스템 내의 코일을 이용하는, MRI 기반 AMF 치료 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 현대의학의 발달에도 불구하고 암은 인간의 질병 중 아직까지도 치료하기 어려운 질병 중 하나다. 암이라 함은 비정상적인 세포가 모여 이루어진 조직으로 한 개 이상의 조직에서 발생해서 다른 조직으로 퍼져 나간다. 현재 알려진 암의 종류만 100여 개 이상이 알려져 있다.
- [3] 암의 주된 발생 원인은 90~95%가 환경적인 요인에 의한 유전적 돌연변이로 알려져 있는데 대부분의 이러한 요인은 흡연이나 비만, 방사선, UV, 스트레스, 환경 오염 등이 있다
- [4] 암은 빠른 성장 속도를 가지고 있고, 주위 조직으로 침습하는 능력이 강하기 때문에 정상적인 조직과의 경계가 명확하지 않아 외과적인 수술을 통해서 최대한 종양과 그 주변의 조직을 제거하면서 신체의 기능 손상을 최소로 해야 한다. 외과적인 수술로 종양을 완전히 절제하는 것이 쉽지 않고 보조적인 치료 방법으로 방사선 치료나 대사길항제, 항암약물치료, 표적치료, 면역치료, 또는 이를 병행하는 치료법이 있다.
- [5] 그러나 이러한 종래 방법은 환자의 개인마다 차이가 있을 수 있으나 일반적으로는 탈모나, 골수 기능 억제, 약물 내성, 장기 손상 등의 부작용이 있다. 이러한 부작용을 극복하고 암을 정복하기 위해 전세계적으로 수많은 노력이 이루어지고 있으나 여전히 암의 평균 생존 기간이 짧고, 재발의 가능성 높아 새로운 치료법의 개발이 절실한 상황이다.
- [6] 많은 기초 의학연구와 임상 의학연구가 계속해서 진행되고 있고, 다양한 치료 방법들이 제시되고 있는 상황이지만 여전히 암의 완치는 어려운 상태이며, 대부분의 기초 의학연구가 암의 빠른 성장과 침윤 작용을 억제하기 위해서 생물학적 혹은 화학적인 방법으로 억제시키는 쪽으로 계속해서 연구를 하고 있다.
- [7] 관련하여, 최근 종양이 위치한 목표 부위에 자성 나노 입자를 투여하고, 해당 부위에 AMF를 가하는 경우 AMF에 따라 운동하는 자성 나노 입자로부터 열이 발생되는데 이러한 발열 효과를 통해 종양의 크기를 줄이는 치료 방법이 고안되었다. 그러나, 산화철 입자와 같은 자성 나노 입자를 인체 내에 투여하는 경우, 이

를 다시 회수할 수 없어 또 다른 치명적인 부작용이 야기될 가능성이 있으며, 외관상으로도 해당 부위가 자성 나노 입자의 특성으로 인하여 어둡게 착색되는 현상을 피할 수 없는 단점이 있었다. 이러한 기존 나노 입자를 이용한 AMF 치료의 문제점을 해결하고, 인체에 부작용을 최소화할 수 있도록 자성 나노 입자의 사용 없이도 치료 효과를 나타내는 AMF 치료를 구현하는 기술이 지속적으로 요구되고 있는 가운데, MRI 장치의 코일 시스템은 치료 대상 주변으로 AMF를 형성시킬 수 있는 조건을 제공할 수 있다.

- [8] 종래의 자기 자극 장치는 평행하게 배치된 하나 이상의 코일을 일반적으로 이용하기 때문에 장치를 자극될 위치에 놓고 일 측만 사용함으로써, 3차원적 자기 자극 및 자극 부피에 맞는 자기 자극을 제한한다. MRI 시스템의 자기장은 원통형 보어를 감싸며 보어 내 강한 자기장을 형성시켜 주는 초전도 코일(superconductor coil), 검사 대상 내 핵의 스핀을 위치에 따라 부호화(encoding)할 수 있도록 x, y, z 축 방향의 자기장 세기에 기울기를 가해 주는 경사 코일(gradient coil), 검사 대상의 핵 스핀으로부터 발생하는 라디오 주파수(RF: radio frequency)의 공명 및 수신 신호를 주고받을 수 있는 고주파 멀티 코일을 이용하여 형성된다. 따라서 MRI 시스템 내에서 이용되는 자기장은 환자 전신이 내부에 위치될 수 있게 하는 보어에 형성되는 균일한 주 자기장과 환자의 전신 주위에 위치된 경사 코일의 쌍에 의해서 생성되는 경사 자기장, RF 코일로부터 생성되는 국부적인 RF 자기장을 포함한다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [9] 본 발명은 MRI 기반 AMF 치료 시스템을 제공하기 위한 것이다.
- [10] 구체적으로, 본 발명은 MRI 코일에 교류 전류를 흘려 주변 자기장을 AMF로 바꾸도록 MRI 코일 시스템을 공유하여 융합 시스템을 구성하는 MRI 기반 AMF 치료 시스템을 제공하기 위한 것이다.
- [11] 그리고, 본 발명은 자기장 발생 장치로서 MRI 경사 코일이 환자 전신의 둘레를 모두 감쌀 수 있도록 충분히 큰 내부 직경을 가지도록 형성된 MRI 기반 AMF 치료 시스템을 제공하기 위한 것이다.
- [12] 또한, 본 발명은 신체의 다양한 국소 부위를 감쌀 수 있는 MRI 시스템의 RF 코일을 위치시켜 근접 자극이 가능하도록 함으로써 AMF 치료의 민감도가 감소되지 않도록 할 수 있는 MRI 기반 AMF 치료 시스템을 제공하기 위한 것이다.
- [13] 그리고, 본 발명은 MRI 장치와 AMF 장치를 독립적으로 각각 제작하여 셔틀(shuttle) 방식으로 AMF 치료와 MRI 촬영을 시간차를 두고 수행할 수 있는 MRI 기반 AMF 치료 시스템을 제공하기 위한 것이다.
- [14] 아울러, 본 발명은 AMF 치료가 끝나는 대로 MRI 촬영을 시행하여 환자의 신체에 대한 진단-치료의 두 가지 목적을 달성할 수 있으며, AMF 치료의 목표 설정

및 치료 경과 관찰에 도움을 줄 수 있는 MRI 기반 AMF 치료 시스템을 제공하기 위한 것이다.

- [15] 한편, 본 발명의 기술적 사상에 의한 일 실시예에 따른 MRI 기반 AMF 치료 시스템이 이루고자 하는 기술적 과제는 이상에서 언급한 문제점을 해결하기 위한 과제로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 과제는 아래의 기재로부터 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제 해결 수단

- [16] 본 발명의 기술적 사상에 의한 일 실시예에 따른 자기 공명 영상(MRI) 기반 교류 자기장(AMF) 치료 시스템은, MRI 코일 시스템을 포함하는 MRI 장치를 포함하고, 상기 MRI 장치 내의 MRI 코일 시스템에 교류 전류를 인가하여 AMF를 발생시키도록 구성된다.
- [17] 본 발명의 기술적 사상에 의한 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상(MRI) 기반 교류 자기장(AMF) 치료 시스템은, MRI 장치; 및 상기 MRI 장치와 연동 가능하며 AMF를 생성하도록 구성된 AMF 발생부를 포함하고, 상기 시스템은 MRI 촬영 모드와 AMF 치료 모드 사이에서 작동하도록 구성된다. 여기서 상기 시스템은 MRI 촬영과 AMF 치료는 단일 공간에서 수행되도록 구성된 일체형 시스템(MRI 촬영부와 AMF 발생부가 일체화된 시스템)이거나, 또는 상기 MRI 장치에 의한 MRI 촬영과 상기 AMF 발생부에 의한 AMF 치료는 서로 분리된 공간들 각각에서 서로 독립적으로 수행되되 이러한 공간들을 서로 왕복이동 가능하도록 결합된 융합형 시스템(MRI 촬영부와 AMF 발생부가 분리되어 작동 가능한 시스템)일 수 있다.
- [18] 일체형 시스템에서의 상기 MRI 장치는: 환자 전신의 목표 영역을 감싸고 AMF를 발생시키도록 구성된 MRI 코일 시스템; 및 상기 MRI 코일 시스템에 교류 전류를 인가하도록 구성된 신호 송수신부; MRI 촬영 모드와 AMF 치료 모드 사이의 전환과 상기 AMF의 세기 및 주파수를 조절하도록 구성된 시스템 제어부를 포함한다.
- [19] 융합형 시스템에서의 상기 AMF 발생부는 환자 전신의 목표 영역을 감싸고 AMF를 생성하도록 구성된 AMF 코일 시스템을 포함하고, 상기 MRI 기반 AMF 치료 시스템은: MRI 촬영 모드와 AMF 치료 모드에 따라 분리된 공간들로 이동 가능하도록 구성된 셔틀 베드; 적어도 상기 AMF 코일 시스템에 교류 전류를 인가하도록 구성된 신호 송수신부; 및 각각의 모드 전환에 따른 상기 셔틀 베드, MRI 장치, AMF 발생부의 동작 제어 및 상기 AMF의 세기 및 주파수를 조절하도록 구성된 시스템 제어부를 더 포함한다. 여기서 AMF 코일 시스템은 MRI 장치의 코일 시스템과 동일하게 경사 코일 및 RF 코일 중 적어도 하나 이상을 포함할 수 있다.
- [20] 상기 MRI 코일 시스템은 경사 코일 및 RF 코일 중 적어도 하나 이상을 포함한다.

- [21] 상기 경사 코일은 환자 전신의 목표 영역을 감싸 x, y, z축의 자기장을 3차원적으로 변화시킬 수 있도록 구성되며, 상기 RF 코일은 환자의 국부 목표 영역을 감싸고 AMF를 발생시키도록 구성된다.
- [22] 상기 코일은 복수 개의 병렬 구조로 배치될 수 있다.
- [23] 상기 코일은 복수 개의 상이한 내부 직경을 갖도록 구성될 수 있다.
- [24] 상기 MRI 기반 AMF 치료 시스템은 상기 MRI 촬영 모드와 상기 AMF 치료 모드 중 어느 하나로 동작되며, 상기 MRI 촬영 모드로 동작 시 기존의 MRI 시퀀스 제어기를 통해 신호 송수신부를 동작 시키며, 상기 AMF 치료 모드로 동작 시 MRI 코일에 교류가 공급되도록 별도로 설계된 시퀀스에 따라 상기 경사 코일 또는 상기 RF 코일에 신호를 송신하여 동작 시키도록 구성된다.
- [25] 상기 시스템 제어부는 설정된 주파수를 갖는 교류 전류를 상기 경사 코일 또는 상기 RF 코일에 흘려 주변 자기장을 AMF로 바꾸어 환자 전신의 목표 영역에 상기 AMF를 발생시키도록 구성된다.
- [26] 상기 설정된 주파수는 인체에 유해한 영향을 미치지 않는 380 kHz 이하의 전자기파 주파수 범위를 갖는다.
- [27] 상기 시스템 제어부는, 스위치 온(switched on) 또는 스위치 오프(switched off)의 제어 방식으로 MRI 촬영 모드와 AMF 치료 모드 중 어느 하나가 폐쇄되도록 제어한다.
- [28] 상기 시스템 제어부는, 상기 MRI 기반 AMF 치료 시스템이 상기 AMF 치료 모드의 구동이 완료되면, MRI 영상 촬영 부위가 정자기장의 중심(isocenter)으로 인입되도록 환자가 위치된 테이블을 제어하며, 상기 MRI 기반 AMF 치료 시스템을 통한 치료 및 진단이 완료되면, 상기 환자가 위치된 테이블을 상기 MRI 기반 AMF 치료 시스템 외부로 인출되도록 제어한다.
- [29] 본 발명의 기술적 사상에 의한 일 실시예에 따른 MRI 기반 AMF 치료 시스템의 작동 방법은, 입력된 사용자 명령에 따라 MRI 촬영 모드와 AMF 치료 모드 중 어느 하나로 작동하도록 선택되는 단계; 및 선택된 모드에 따라 테이블의 위치를 제어하는 단계를 포함한다.
- [30] 상기 MRI 촬영 모드로 동작 시 기존의 MRI 시퀀스 제어기를 통해 신호 송수신부를 동작 시키며, 상기 AMF 치료 모드로 동작 시 AMF를 생성하도록 구성된 코일에 교류 전류가 공급되도록 설계된 시퀀스에 따라 코일에 신호를 송신하여 동작 시킨다.
- [31] 상기 방법은: 상기 AMF 치료 모드 선택의 경우, 신체의 목표 영역이 AMF를 생성하기 위한 코일의 중심에 위치하도록 상기 테이블의 위치를 제어하는 단계; AMF 파형의 세기와 주파수를 포함하는 파라미터를 설정하는 단계; 및 설정된 AMF 파형을 갖는 전자파 신호를 상기 코일을 통해 생성하는 단계를 포함한다.
- [32] 상기 방법은 상기 설정된 AMF 파형을 갖는 전자파 신호를 생성하는 단계 이후에: 신체의 목표 영역이 MRI 장치의 정자기장의 중심에 위치하도록 테이블의 위치를 제어하는 단계; 및 MRI 촬영 작업을 시행하는 단계를 더 포함한다.

- [33] 상기 방법에서의 MRI 촬영과 AMF 치료는 단일 공간 내에서 수행되도록 구성될 수 있다.
- [34] 상기 테이블은 MRI 장치의 테이블이며, 상기 코일은 MRI 장치의 MRI 코일이다.
- [35] 상기 방법에서의 MRI 촬영과 AMF 치료는 서로 이격되어 분리된 공간들 각각에서 수행되도록 구성될 수 있으며, 이들 공간들 사이에서의 왕복이동이 가능하다.
- [36] 상기 테이블의 위치 제어는 MRI 촬영 모드와 AMF 치료 모드에 따라 분리된 공간들을 이동 가능하도록 구성된 셔틀 베드에 의해 수행되는 것을 포함한다.
- [37] 이와 같이, 본 발명의 기술적 사상에 의한 일 실시예에 따른 MRI 기반 AMF 치료 시스템은, 치료 전용의 AMF 치료장치와 기존의 진단용 MRI를 독립적으로 구성하여 임상적 필요에 따라 분리 및 융합 운영이 가능하도록 구성된다. 동 시스템에 의한 AMF 치료장치에는 통상의 MRI 장치에 설치되는 MRI 코일 시스템(가령, 경사 코일 및/또는 RF 코일)이 적용되어 교류 자기장을 발생시킬 수 있지만, 반드시 이에 한정되는 것은 아니며 교류 자기장을 발생시키는 여하한의 코일 시스템이 적용될 수 있다.
- [38] 이러한 융합형 MRI 기반 AMF 치료 시스템의 작동 방법은, 상기 설정된 AMF 파형을 갖는 전자파 신호를 출력하는 단계 또는 MRI 촬영 단계 이후에, 연결되는 MRI 촬영 또는 AMF 치료를 위해 두 기기들 사이를 왕복 이동할 수 있는 셔틀 베드의 위치를 제어하는 단계; 및 셔틀 베드 위에 있는 환자 이동용 받침대와 환자 테이블의 결합 단계를 더 포함한다.
- [39] 본 발명의 기술적 사상에 의한 일 실시예에 따른 비일시적 컴퓨터 판독가능 매체는, 프로세서로 하여금 상술한 작동 방법을 수행하도록 하는 명령어를 포함한다.

발명의 효과

- [40] 본 발명의 기술적 사상에 의한 일 실시예에 따른 MRI 기반 AMF 치료 시스템을 제공함으로써, 별도의 자성 나노 입자의 사용 없이 AMF만을 신체의 목표 영역에 인가하여 종양 등의 질병 치료에서 부작용을 감소시킬 수 있는 효과가 있다.
- [41] 그리고, 본 발명의 기술적 사상에 의한 일 실시예에 따른 MRI 기반 AMF 치료 시스템을 제공함으로써, MRI 코일에 교류전류를 흘려 주변 자기장을 AMF로 바꾸도록 MRI 코일 시스템을 공유하여 일체형 시스템을 구성할 수 있는 이점이 있다.
- [42] 또한, 본 발명의 기술적 사상에 의한 일 실시예에 따른 MRI 기반 AMF 치료 시스템을 제공함으로써, 환자 전신의 둘레를 모두 감쌀 수 있도록 충분히 큰 내부 직경을 갖는 MRI 경사 코일을 자기장 발생 장치로 이용할 수 있는 이점도 있다.
- [43] 그리고, 본 발명의 기술적 사상에 의한 일 실시예에 따른 MRI 기반 AMF 치료 시스템을 제공함으로써, 신체의 다양한 국소 부위를 감쌀 수 있는 MRI 시스템의

RF 코일을 위치시켜 근접 자극이 가능하도록 함으로써 AMF 치료의 민감도가 감소되지 않도록 할 수 있는 이점도 있다.

[44] 또한, 본 발명은 AMF 치료가 끝나는 대로 MRI 촬영을 시행하여 환자의 신체에 대한 치료 및 진단의 두 가지 목적을 달성할 수 있으며, AMF 치료의 목표 설정 및 치료 경과 관찰에 도움을 줄 수 있는 이점도 있다.

[45] 그리고, 본 발명의 기술적 사상에 의한 일 실시예에 따른 MRI 기반 AMF 치료 시스템을 제공함으로써, 치료 전용의 AMF 치료기와 기존의 진단용 MRI 기기를 독립적으로 구성할 수 있으며, 두 기기들 사이를 왕복 이동할 수 있는 셔틀 베드를 통해 임상적 필요에 따라 분리 및 융합 운영이 가능한 융합형 시스템을 구성할 수 있어 고효율 및 수익 극대화 운영의 이점도 있다.

[46] 한편, 본 발명의 기술적 사상에 의한 일 실시예에 따른 MRI 기반 AMF 치료 시스템을 제공함으로써 달성할 수 있는 효과는 이상에서 언급한 것들로 제한되지 않으며, 언급하지 않은 또 다른 효과들은 아래의 기재로부터 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[47] 본 명세서에서 인용되는 도면을 보다 충분히 이해하기 위하여 각 도면의 간단한 설명이 제공된다.

[48] 도 1은 통상적인 MRI 장치를 포함하는 본 발명의 일 실시예에 따른 일체형 시스템의 개략도이다.

[49] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 MRI RF 시스템을 이용한 MRI 촬영 모드와 AMF 치료 모드의 전환 방법을 설명하기 위해 도시한 도면이다.

[50] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따라 MRI 기반 AMF 치료 시스템에서 이용할 수 있는 RF 코일에 의해 생성되는 교번전압 파형의 일례이다.

[51] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따라 MRI 기반 AMF 치료 시스템에서 이용할 수 있는 정현파형의 경사 파형(sinusoidal gradient waveform)을 도시한다.

[52] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따라 MRI 기반 AMF 치료 시스템에서 이용할 수 있는 MRI 갠트리에 고정된 형태의 경사 코일의 종류와 전신용 RF 코일을 예시적으로 도시한 도면이다.

[53] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따라 MRI 기반 AMF 치료 시스템에서 이용할 수 있는 탈착이 가능한 국소 부위용 RF 코일의 몇 가지 예시적 형태를 도시한 도면이다.

[54] 도 7a는 본 발명의 일 실시예에 따라 MRI 기반 AMF 치료 시스템에서 이용할 수 있는 탈착이 가능한 국소 부위용 RF 코일의 체적(volume) 코일 중 솔레노이드(Solenoid) 코일 구조를 도시한 도면이다.

[55] 도 7b는 본 발명의 일 실시예에 따라 MRI 기반 AMF 치료 시스템에서 이용할 수 있는 탈착이 가능한 국소 부위용 RF 코일의 체적(volume) 코일 중 안장형 헬름홀츠(Helmholtz) 코일 구조를 도시한 도면이다.

- [56] 도 7c는 본 발명의 일 실시예에 따라 MRI 기반 AMF 치료 시스템에서 이용할 수 있는 탈착이 가능한 국소 부위용 RF 코일의 체적(volume) 코일 중 새장형 버드케이지(Birdcage) 코일 구조를 도시한 도면이다.
- [57] 도 7d는 본 발명의 일 실시예에 따라 MRI 기반 AMF 치료 시스템에서 이용할 수 있는 탈착이 가능한 국소 부위용 RF 코일의 가능한 표면(surface) 코일의 구성을 도시한 도면이다.
- [58] 도 7e는 본 발명의 일 실시예에 따라 MRI 기반 AMF 치료 시스템에서 이용할 수 있는 다수의 표면(surface) 코일을 배열한 형태의 8채널 위상 어레이(phased array) 코일을 도시한 도면이다.
- [59] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 융합형 시스템의 셔틀 베드의 왕복 이동을 통한 융합 운영을 설명하기 위해 도시한 도면이다.
- [60] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 일체형 MRI 기반 AMF 치료 시스템에서 치료 및 진단 과정의 흐름도를 도시한다.
- [61] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 융합형 MRI 기반 AMF 치료 시스템에서 치료 및 진단 과정의 흐름도를 도시한다.

발명의 실시를 위한 형태

- [62] 본 명세서에 개시된 기술은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고, 이를 상세한 설명을 통해 상세히 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 명세서에 개시된 기술을 특정한 실시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 명세서에 개시된 기술은 본 명세서에 개시된 기술의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.
- [63] 본 명세서에 개시된 기술을 설명함에 있어서, 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 본 명세서에 개시된 기술의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략한다. 또한, 본 명세서의 설명 과정에서 이용되는 숫자(예를 들어, 제 1, 제 2 등)는 하나의 구성요소를 다른 구성요소와 구분하기 위한 식별기호에 불과하다.
- [64] 또한, 본 명세서에서, 일 구성요소가 다른 구성요소와 "연결된다" 거나 "결합된다" 등으로 언급된 때에는, 상기 일 구성요소가 상기 다른 구성요소와 직접 연결 또는 결합될 수도 있지만, 특별히 반대되는 기재가 존재하지 않는 이상, 중간에 또 다른 구성요소를 매개하여 연결 또는 결합될 수도 있다고 이해되어야 할 것이다.
- [65] 또한, 본 명세서에서 '~부'로 표현되는 구성요소는 2개 이상의 구성요소가 하나의 구성요소로 합쳐지거나 또는 하나의 구성요소가 보다 세분화된 기능별로 2개 이상으로 분화될 수도 있다. 또한, 이하에서 설명할 구성요소 각각은 자신이 담당하는 주기능 이외에도 다른 구성요소가 담당하는 기능 중 일부 또는 전부의 기

능을 추가적으로 수행할 수도 있으며, 구성요소 각각이 담당하는 주기능 중 일부 기능이 다른 구성요소에 의해 전담되어 수행될 수도 있음은 물론이다.

- [66] 다양한 실시예에서 사용된 "제 1", "제 2", "첫째", 또는 "둘째" 등의 표현들은 다양한 구성요소들을, 순서 및/또는 중요도에 상관없이 수식할 수 있고, 해당 구성요소들을 한정하지 않는다. 예를 들면, 본 명세서에 개시된 기술의 범위를 벗어나지 않으면서 제 1 구성요소는 제 2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제 2 구성요소도 제 1 구성요소로 바꾸어 명명될 수 있다.

[67]

- [68] AMF를 신체에 인가하여 종양 등 질병을 치료하는 방법에는, 신체의 목표 영역에 일정한 AMF를 가하여 치료 방법의 안전성과 효과를 더욱 높일 필요성이 요구된다. 본 발명의 일 실시예는, 일반적인 MRI 시스템(가령, 도 1 참조) 내에 이미 존재하는 코일을 활용함으로써, 신체의 목표 영역에 더욱 효과적으로 AMF를 인가할 수 있으며, 종양의 크기를 더욱 단시간에 효율적으로 감소시키거나 종양의 성장을 억제시킬 수 있는 일체형의 MRI 기반 AMF 치료 시스템을 제공한다. 한편, AMF를 이용하여 암 치료하는 장치 및 방법에 대해서는 본 출원인에 의해 출원된 대한민국 특허출원 제10-2022-0059039호(암 치료용 교류 자기장 발생장치)에 상세히 설명되어 있으며 동 특허출원의 명세서 전문이 본 명세서에 인용된다.

- [69] 도 1을 참조하면, MRI 기반 AMF 치료 시스템은 크게 오퍼레이팅 컴퓨터(1), 시스템 제어부(2), 신호 송수신부(7), 및 MRI 갠트리(10)를 포함할 수 있고, 원통형 보어(13)의 수평축을 따라 내부로 삽입 가능한 테이블 상에 환자 전신이 위치될 수 있다.

- [70] 오퍼레이팅 컴퓨터(1)은 시스템 제어부(2)에 MRI 기반 AMF 치료 시스템 전체의 동작을 제어하는 것과 동시에, MRI 촬영 모드와 AMF 치료 모드의 선택과 각 모드에 필요한 파라미터 및 신호 시퀀스 정보를 지령할 수 있다. 한편 이러한 오퍼레이팅 컴퓨터는 후술하는 시스템 제어부와 통합적으로 구성될 수도 있다.

- [71] 시스템 제어부(2)는 MRI 갠트리(10)의 각종 전자 장비들을 제어하는 갠트리 제어부(3), 갠트리(10)에서 형성되는 신호들의 시퀀스를 제어하는 시퀀스 제어부(4)를 포함할 수 있다.

- [72] 시퀀스 제어부(4)는 RF 코일 신호 송수신부(8)를 제어하는 RF 코일 제어부(5)와 경사 코일 신호 송신부(9)를 제어할 수 있는 경사 코일 제어부(6)를 포함할 수 있다. 시퀀스 제어부(4)는 오퍼레이팅 컴퓨터(1)로부터 수신된 신호의 강도, 시작 시간, 종료 시간 등과 같은 파라미터 및 일련의 제어 시퀀스에 따라 RF 코일 신호 송수신부(8)와 경사 코일 신호 송신부(9)를 제어할 수 있다.

- [73] 신호 송수신부(7)는 RF 코일 신호 송수신부(8), 경사 코일 송신 신호의 증폭기를 포함하는 경사 코일 신호 송신부(9)를 포함하고, 전송된 신호 파라미터 및 제어 시퀀스에 따라 경사 코일(51, 52, 53)과 RF 코일(14, 54, 61)을 포함하는 MRI 코일 시스템에 의해 형성되는 자기장을 변화시킬 수 있다.

- [74] MRI 겐트리(10) 내 경사 코일(51, 52, 53)은 일반적으로 보어(13) 내 정자기장(static magnetic field)을 형성시키는 주 자기장 코일 레벨(11) 안쪽(12)에 위치하고, RF 코일(14, 54, 61)은 경사 코일(51, 52, 53)과 마찬가지로 겐트리(10) 안에 매립되는 전신용 RF 코일(54)를 제외하고 신체에 가깝게 위치하여 보어(13) 내 정자기장을 변화시킬 수 있다.
- [75] 도 2는 도 1의 MRI 기반 AMF 치료 시스템에 포함되는 RF 코일 신호 송수신부(8)을 상세히 나타내는 도면이다.
- [76] 도 2를 참조하면, 예를 들어, MRI 영상 촬영 시 송수신 겸용 RF 코일을 활용할 경우, RF 코일 제어부(5)에 의해 만들어진 RF 송신 신호는 증폭기(25)를 통하여 RF 코일 송신 신호(26)으로 증폭된 후 RF 코일(14, 61)을 통해 인체에 가해진다. RF 신호에 공명된 인체 내의 수소원자는 MR 신호(27)을 발생시키는데 RF 코일이 이를 수신하여 RF 수신 신호 증폭기(28)을 거쳐 컴퓨터로 입력된다. 이때 송수신 스위치(22)는 RF 신호와 MR 신호의 송수신 방향을 조절할 수 있다. RF 신호를 송신할 때는 연결(23)과 차단(24) 상태로, MR 신호를 수신할 때는 차단(23)과 연결(24) 상태가 되도록 RF 코일 제어부(5)에서 조정한다.
- [77] 이러한 메커니즘을 일체형 MRI 기반 AMF 치료 시스템에 적용하면, RF 코일 제어부(5)가 AMF 치료 모드 시 연결(23)과 차단(24) 상태를 유지하도록 제어하고, RF 코일(14, 54, 61)은 송신 전용 코일이나 송/수신 겸용 코일을 이용하여 코일 주변의 자기장을 변화시킬 수 있다.
- [78] 도 3은 MRI 기반 AMF 치료 시스템에서 이용될 수 있는 RF 코일(14, 54, 61)에 의해 생성되는 교변 전압 파형의 일례이다. 도 3에서 x축의 단위는 시간 단위인 초(sec)이고, y축의 단위는 전압 단위인 밀리볼트(mV)이다. 실질적으로 정현파의 전압 파형(17)이 교변적인 극성으로 인체에 유해한 영향을 미치지 않는 0 kHz 초과 380 kHz 이하의 전자기파 주파수 범위 내에서 RF 코일(14, 54, 61) 상에서 발생되어 AMF를 유도할 수 있다. 중파(도 3 우측)의 RF 주파수는 장파(도 3 좌측)의 RF 주파수보다 크기 때문에 중파에 대응하는 주파수를 갖는 전자파 신호의 폭이 장파에 대응하는 주파수를 갖는 전자파 신호의 폭보다 좁게 도시되어 있다.
- [79] 경사 코일 송신 신호의 증폭기를 포함하는 경사 코일 신호 송신부(9)는 경사 코일(51, 52, 53) 주변에서 x축, y축, z축 방향의 자기장을 변화시키기 위해 경사 코일 제어부(6)의 제어에 따라 제어 시퀀스 신호(17)을 경사 코일(51, 52, 53)에 송신하여 구동시킬 수 있다.
- [80] 경사 코일(51, 52, 53) 주변에서 자기장을 변화시키기 위해 경사 코일(51, 52, 53)에 송신되는 제어 시퀀스 신호(17)은 경사자기장 파형(gradient waveform)으로 나타낼 수 있다. 여기에서 경사자기장 파형은 기본적으로 시간(sec)에 따른 경사자기장 크기(mT/m)의 변화와 지속 시간 등의 파라미터를 조절하여 설정할 수 있다.
- [81] 도 4를 참조하면, 경사 코일(51, 52, 53)을 시간에 걸쳐 구동하기 위해서 정현파형의 경사 파형(sinusoidal gradient waveform)을 이용하는, 시퀀스 파형의 실시예가 도시되어 있다. 실질적으로 정현파인 파형(18)이 교변적인 극성으로 1 kHz

~ 380 kHz의 주파수 범위 내에서 x, y, z 각각의 경사자기장 축 상에서 발생되어 AMF를 유도할 수 있다.

- [82] 도 5를 참조하면, 경사 코일(51, 52, 53)은 서로 직교하는 x, y, z축 방향의 경사 자기장을 발생시킬 수 있는 소정의 방향을 따라 쌍으로 배치되어 x, y, z축의 자기장을 3차원적으로 변화시킬 수 있다. 이에 따라 환자 전신의 목표 영역을 감싸고 AMF를 발생시킬 수 있다. RF 코일(14, 54, 61)은 MRI 겐트리(10)에 고정된 형태(54)일 수 있고, 탈착이 가능한 형태(14, 61)일 수 있다. 도 6을 참조하면, 탈착이 가능한 RF 코일(14, 61)은 머리, 목, 가슴, 허리, 무릎 등을 포함한 신체 일부분에 대한 RF 코일(14, 61)을 포함할 수 있다. 따라서 탈착이 가능한 RF 코일(14, 61)을 통해 환자의 국부 목표 영역을 감싸고 AMF를 발생시킬 수 있다.
- [83] 또한, RF 코일은 체적 코일(도 7a, 도 7b, 도 7c), 표면 부착형 코일(도 7d) 등과 같은 구조 뿐만 아니라, 채널 수에 따라 다양한 채널 구성이 가능한 위상 어레이 코일(도 7e)를 포함할 수 있어 다양한 치료 목적에 따라 AMF를 발생시킬 수 있다.
- [84] 한편, 본 발명의 실시예에 의한 MRI 기반 AMF 치료 시스템은 MRI 장치와 AMF 발생부, 즉 MRI 촬영부와 AMF 치료부가 구조적으로 일체화(일체형 시스템)될 수 있을 뿐만 아니라, 나아가 이들 각각을 별도로 제작하여 가령 셔틀 방식으로 AMF 치료와 MRI 촬영을 시간차를 두고 수행할 수 있는 융합형 시스템으로 구성할 수도 있다. 이하, 이러한 융합형 시스템에 대해서 상술한다.
- [85] 도 8에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 융합형 MRI 기반 AMF 치료 시스템은 MRI 장치(10), MRI 기반 AMF 치료장치(81) 및 컨트롤러(85)를 포함하여 구성된다. 한편, 동 시스템에 의한 AMF 치료장치는 소정의 교류 자기장을 발생시키기 위한 AMF 코일 시스템을 포함하는데, 이러한 AMF 코일 시스템은 앞서 설명한 바와 같은 통상의 MRI 장치에 설치되는 MRI 코일 시스템(가령, 경사 코일 및/또는 RF 코일)이 적용될 수 있을 뿐만 아니라, 반드시 이에 한정되지 않고 교류 자기장을 발생시키는 여하한의 코일 시스템이 적용될 수 있다.
- [86] MRI 장치(10)와 MRI 기반 AMF 치료장치(81)는 공간적으로 서로 이격된 각각의 구역에 수용되며, 각 구역은 개폐 가능한 차폐 부재(86)에 의해 구획될 수 있다.
- [87] 본 발명의 일 실시예에 따르면, MRI 장치(10)와 MRI 기반 AMF 치료장치(81)는 각각의 구역에서 독립적으로 운영이 가능하며, 임상적 필요에 따라 MRI 장치(10)와 MRI 기반 AMF 치료장치(81)가 연동 내지 융합되어 운영될 수 있다.
- [88] MRI 촬영 구역과 MRI 기반 AMF 치료 구역의 바닥에는 레일부(84)가 형성될 수 있다. 두 구역을 왕복 이동할 수 있는 셔틀 베드(shuttle bed; 82)의 저면에는 이송 유닛이 장착되며, 셔틀 베드(82)의 저면에 장착된 이송 유닛이 레일부(84)의 상면에 형성된 가이드 레일에 접촉하여 길이 방향으로 이동하거나 래크에 맞물리며 길이 방향으로 이동할 수 있다.
- [89] 대안적인 다른 예로서, 레일부(84)의 상면에는 레일부(84)의 길이 방향을 따라 연장되는 래크가 구비될 수 있으며, 셔틀 베드(82)의 저면에는 래크 기어가 구비

될 수 있다. 이를 통해, 셔틀 베드(82)의 래크 기어가 레일부(84)의 상면에 구비된 래크와 맞물리며 레일부(84)의 길이 방향을 따라 이동할 수 있다. 셔틀 베드(82)의 이송 유닛은 래크 기어와 이를 구동하기 위한 구동 유닛을 포함할 수 있다.

- [90] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 셔틀 베드(82)가 이동 간에 신체 방향을 바꾸기 위해 회전할 필요 없이 레일부(84)는 MRI 기반 AMF 치료 시스템(81)의 후면부터 반대 쪽에 위치한 기존 MRI의 전면 부 침대(16) 앞까지 직선으로 설치될 수 있다.
- [91] 이에 따라, 셔틀 베드(82)는 컨트롤러(85)의 제어에 따라 레일부(84)를 따라 각 구역으로 왕복 이동할 수 있다. 한편 이러한 셔틀 베드(82)의 컨트롤러(85)는 앞서 기술한 시스템 제어부(2)와 통합적으로 구성될 수도 있다. 본 발명의 일 실시예에 따른 AMF 치료 및 MRI 촬영 과정이 흐름도를 이용하여 도 9(일체형)와 도 10(융합형)에 각각 도시되어 있다. 도 9를 참조하면, 본 실시예에 따른 일체형 MRI 기반 AMF 치료 시스템에서 작업 과정은 다음과 같은 단계들로 구성될 수 있다.
- [92] 91 단계에서 시스템 제어부(2)는 오퍼레이팅 컴퓨터(1)로부터 입력된 사용자 명령에 따라 테이블(15)의 위치를 제어함으로써 신체의 목표 영역을 경사 코일(51, 52, 53) 또는 RF 코일(14, 54, 61)의 중심에 위치시킨다.
- [93] 92 단계에서 시스템 제어부(2)는 오퍼레이팅 컴퓨터(1)로부터 입력된 사용자 명령에 따라 AMF 치료 모드를 선택하여 송수신 스위치(22)가 송신 방향을 유지하도록 선택한다.
- [94] 93 단계에서 시스템 제어부(2)는 오퍼레이팅 컴퓨터(1)로부터 입력된 사용자 명령에 따라 도 3과 도 4에 도시된, 일 실시예에 따라 AMF 파형(17, 18)이 교번적인 극성으로 380 kHz 이하의 전자기파 주파수 범위 내에서 특정 주파수 및 세기, 시간 정보 등 경사 코일(51, 52, 53) 또는 RF 코일(14, 54, 61)를 제어하기 위해 필요한 모든 파라미터 정보를 설정한다.
- [95] 94 단계에서 시스템 제어부(2)는 RF 코일 신호 송신부(8) 또는 경사 코일 신호 송신부(9)를 제어함으로써 경사 코일(51, 52, 53) 또는 RF 코일(14, 54, 61)을 이용하여 93 단계에서 선택된 AMF 파형을 갖는 전자파 신호를 신체의 목표 영역에 인가한다.
- [96] 95 단계에서 AMF 치료 종료 후, 시스템 제어부(2)는 오퍼레이팅 컴퓨터(1)로부터 입력된 사용자 명령에 따라 테이블(15)의 위치를 제어함으로써 신체의 목표 영역을 정자기장의 중심(C)에 위치시킨다.
- [97] 96 단계에서 시스템 제어부(2)는 오퍼레이팅 컴퓨터(1)로부터 입력된 사용자 명령에 따라 MRI 촬영 모드를 선택하여 송수신 스위치(22)가 MRI 펄스 시퀀스에 따라 동작하도록 모든 파라미터 정보를 설정한다.
- [98] 97 단계에서 RF 코일(14, 54, 61)에 수신된 MR 신호들의 데이터를 수집한다. 수집된 MR 신호들의 데이터를 이용하여 MR 영상을 생성하는 일련의 MRI 촬영 작업을 시행한다.

- [99] 도 10을 참조하면, 본 실시예에 따른 융합형 MRI 기반 AMF 치료 시스템에서 작업 과정은 다음과 같은 단계들로 구성될 수 있다.
- [100] 101 단계는 91 단계와 동일하다.
- [101] 102 단계는 93 단계와 동일하다.
- [102] 103 단계는 94 단계와 동일하다.
- [103] 104 단계에서 AMF 치료 종료 후, 시스템 제어부(2)는 오퍼레이팅 컴퓨터(1)로부터 입력된 사용자 명령에 따라 MRI 기반 AMF 치료 시스템(81)의 테이블(15) 상면에 있는 환자 이동용 받침대(83)가 셔틀 베드(82)의 상면으로 이동한 후, 컨트롤러(85)는 두 구역을 개폐하는 차폐 부재(86)를 개방하도록 제어한다. 이어, 컨트롤러(85)는 환자 이동용 받침대(83)를 포함하는 셔틀 베드(82)를 레일부(84)의 길이 방향을 따라 기존 MRI 장치(10) 구역의 전면 부 침대(16) 앞까지 설치된 레일부(84) 끝까지 이동시킨다. 이어, 컨트롤러(85)는 안전을 위해 차폐 부재(86)를 폐쇄하도록 제어한다.
- [104] 105 단계에서 컨트롤러(85)는 셔틀 베드(82)의 상면에 있는 환자 이동용 받침대(83)가 기존 MRI 장치(10)의 테이블(15)의 상면으로 이동하도록 제어한 후, 결합시킨다.
- [105] 106 단계에서 시스템 제어부(2)는 오퍼레이팅 컴퓨터(1)로부터 입력된 사용자 명령에 따라 테이블(15)의 위치를 제어함으로써 신체의 목표 영역을 정자기장의 중심(C)에 위치시킨다.
- [106] 107 단계에서 시스템 제어부(2)는 오퍼레이팅 컴퓨터(1)로부터 입력된 MRI 펄스 시퀀스에 따라 동작하도록 모든 파라미터 정보를 설정한 후, RF 코일(14, 54, 61)에 수신된 MR 신호들의 데이터를 수집한다. 이어, 수집된 MR 신호들의 데이터를 이용하여 MR 영상을 생성하는 일련의 MRI 촬영 작업을 시행한다.
- [107] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따라 도 9와 도 10에 도시되어 있는 흐름도의 방향은 반드시 AMF 치료 후 MRI 촬영의 방향으로 제한되는 것이 아님은 당연하고, 그 역방향의 흐름도 가능하다.
- [108] 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 실시예를 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드 뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언

어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 실시예의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

[109]

[110] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기의 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

[111] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

청구범위

- [청구항 1] 자기 공명 영상(MRI) 기반 교류 자기장(AMF) 치료 시스템으로서, MRI 코일 시스템을 포함하는 MRI 장치를 포함하고, 상기 MRI 장치 내의 MRI 코일 시스템에 교류 전류를 인가하여 AMF를 발생시키도록 구성된, MRI 기반 AMF 치료 시스템.
- [청구항 2] 자기 공명 영상(MRI) 기반 교류 자기장(AMF) 치료 시스템으로서, MRI 장치; 및 상기 MRI 장치와 연동가능하며 AMF를 생성하도록 구성된 AMF 발생부를 포함하고, 상기 시스템은 MRI 촬영 모드와 AMF 치료 모드 사이에서 작동하도록 구성되는, MRI 기반 AMF 치료 시스템.
- [청구항 3] 제2항에 있어서, MRI 촬영과 AMF 치료는 단일 공간에서 수행되도록 구성된, MRI 기반 AMF 치료 시스템.
- [청구항 4] 제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 MRI 장치는, 환자 전신의 목표 영역을 감싸고 AMF를 발생시키도록 구성된 MRI 코일 시스템; 및 상기 MRI 코일 시스템에 교류 전류를 인가하도록 구성된 신호 송수신부; MRI 촬영 모드와 AMF 치료 모드 사이의 전환과 상기 AMF의 세기 및 주파수를 조절하도록 구성된 시스템 제어부를 포함하는, MRI 기반 AMF 치료 시스템.
- [청구항 5] 제4항에 있어서, 상기 MRI 코일 시스템은 경사 코일 및 RF 코일 중 적어도 하나 이상을 포함하는, MRI 기반 AMF 치료 시스템.
- [청구항 6] 제5항에 있어서, 상기 경사 코일은 환자 전신의 목표 영역을 감싸 x, y, z축의 자기장을 3차원적으로 변화시킬 수 있도록 구성되며, 상기 RF 코일은 환자의 국부 목표 영역을 감싸고 AMF를 발생시키도록 구성되는, MRI 기반 AMF 치료 시스템.
- [청구항 7] 제5항에 있어서, 상기 코일은 복수 개의 병렬 구조로 배치되는, MRI 기반 AMF 치료 시스템.
- [청구항 8] 제5항에 있어서,

상기 코일은 복수 개의 상이한 내부 직경을 갖는,
MRI 기반 AMF 치료 시스템.

[청구항 9] 제4항에 있어서,
상기 MRI 기반 AMF 치료 시스템은 상기 MRI 촬영 모드와 상기 AMF 치료 모드 중 어느 하나로 동작되되, 상기 MRI 촬영 모드로 동작 시 기존의 MRI 시퀀스 제어기를 통해 신호 송수신부를 동작시키며, 상기 AMF 치료 모드로 동작 시 MRI 코일에 교류가 공급되도록 별도로 설계된 시퀀스에 따라 상기 경사 코일 또는 상기 RF 코일에 신호를 송신하여 동작시키도록 구성된,

MRI 기반 AMF 치료 시스템.

[청구항 10] 제4항에 있어서,
상기 시스템 제어부는 설정된 주파수를 갖는 교류 전류를 코일에 흘려 주변 자기장을 AMF로 바꾸어 환자 전신의 목표 영역에 상기 AMF를 발생시키도록 구성되는,

MRI 기반 AMF 치료 시스템.

[청구항 11] 제10항에 있어서,
상기 설정된 주파수는 380 kHz 이하의 전자기파 범위를 갖는,
MRI 기반 AMF 치료 시스템.

[청구항 12] 제4항에 있어서,
상기 시스템 제어부는, 스위치 온(switched on) 또는 스위치 오프(switched off)의 제어 방식으로 MRI 촬영 모드와 AMF 치료 모드 중 어느 하나가 폐쇄되도록 제어하는,

MRI 기반 AMF 치료 시스템.

[청구항 13] 제4항에 있어서,
상기 시스템 제어부는, 상기 MRI 기반 AMF 치료 시스템이 상기 AMF 치료 모드의 구동이 완료되면, MRI 영상 촬영 부위가 정자기장의 중심(isocenter)으로 인입되도록 환자가 위치된 테이블을 제어하며, 상기 MRI 기반 AMF 치료 시스템을 통한 치료 및 진단이 완료되면, 상기 환자가 위치된 테이블을 상기 MRI 기반 AMF 치료 시스템 외부로 인출되도록 제어하는,

MRI 기반 AMF 치료 시스템.

[청구항 14] 제2항에 있어서,
상기 MRI 장치에 의한 MRI 촬영과 상기 AMF 발생부에 의한 AMF 치료는 서로 분리된 공간에서 수행되도록 구성된,

MRI 기반 AMF 치료 시스템.

[청구항 15] 제14항에 있어서,
상기 AMF 발생부는 환자 전신의 목표 영역을 감싸고 AMF를 생성하도록 구성된 AMF 코일 시스템을 포함하고,

상기 MRI 기반 AMF 치료 시스템은:

MRI 촬영 모드와 AMF 치료 모드에 따라 분리된 공간들로 이동 가능하도록 구성된 셔틀 베드;

적어도 상기 AMF 코일 시스템에 교류 전류를 인가하도록 구성된 신호 송수신부; 및

각각의 모드 전환에 따른 상기 셔틀 베드, MRI 장치, AMF 발생부의 동작 제어 및 상기 AMF의 세기 및 주파수를 조절하도록 구성된 시스템 제어부를 더 포함하는,

MRI 기반 AMF 치료 시스템.

[청구항 16] 제15항에 있어서,

상기 AMF 코일 시스템은 경사 코일 및 RF 코일 중 적어도 하나 이상을 포함하고, 상기 경사 코일은 환자 전신의 목표 영역을 감싸 x, y, z축의 자기장을 3차원적으로 변화시킬 수 있도록 구성되며, 상기 RF 코일은 환자의 국부 목표 영역을 감싸고 AMF를 발생시키도록 구성되는,

MRI 기반 AMF 치료 시스템.

[청구항 17] 제15항에 있어서,

상기 코일은 복수 개의 병렬 구조로 배치되거나,
상기 코일은 복수 개의 상이한 내부 직경을 갖는,

MRI 기반 AMF 치료 시스템.

[청구항 18] 제15항에 있어서,

상기 AMF의 주파수는 인체에 유해한 영향을 미치지 않는 전자기파 범위를 갖는,

MRI 기반 AMF 치료 시스템.

[청구항 19] MRI 기반 AMF 치료 시스템의 작동 방법으로서,

입력된 사용자 명령에 따라 MRI 촬영 모드와 AMF 치료 모드 중 어느 하나로 작동하도록 선택되는 단계; 및

선택된 모드에 따라 테이블의 위치를 제어하는 단계를 포함하는,

MRI 기반 AMF 치료 시스템의 작동 방법.

[청구항 20] 제19항에 있어서,

상기 MRI 촬영 모드로 동작 시 기존의 MRI 시퀀스 제어를 통해 신호 송수신부를 동작시키며, 상기 AMF 치료 모드로 동작 시 AMF를 생성하도록 구성된 코일에 교류 전류가 공급되도록 설계된 시퀀스에 따라 코일에 신호를 송신하여 동작시키는,

MRI 기반 AMF 치료 시스템의 작동 방법.

[청구항 21] 제19항에 있어서, 상기 AMF 치료 모드 선택의 경우,

신체의 목표 영역이 AMF를 생성하기 위한 코일의 중심에 위치하도록 상기 테이블의 위치를 제어하는 단계;

AMF 파형의 세기와 주파수를 포함하는 파라미터를 설정하는 단계; 및
설정된 AMF 파형을 갖는 전자파 신호를 상기 코일을 통해 생성하는 단계를 포함하는,

MRI 기반 AMF 치료 시스템의 작동 방법.

[청구항 22] 제21항에 있어서, 상기 설정된 AMF 파형을 갖는 전자파 신호를 생성하는 단계 이후에:

신체의 목표 영역이 MRI 장치의 정자기장의 중심에 위치하도록 테이블의 위치를 제어하는 단계; 및

MRI 촬영 작업을 시행하는 단계

를 더 포함하는,

MRI 기반 AMF 치료 시스템의 작동 방법.

[청구항 23] 제19항 내지 제22항 중 어느 한 항에 있어서,

MRI 촬영과 AMF 치료는 단일 공간 내에서 수행되도록 구성된,

MRI 기반 AMF 치료 시스템의 작동 방법.

[청구항 24] 제23항에 있어서,

상기 테이블은 MRI 장치의 테이블이며, 상기 코일은 MRI 장치의 MRI 코일인,

MRI 기반 AMF 치료 시스템의 작동 방법.

[청구항 25] 제19항 내지 제22항 중 어느 한 항에 있어서,

MRI 촬영과 AMF 치료는 서로 이격되어 분리된 공간들 각각에서 수행되도록 구성된,

MRI 기반 AMF 치료 시스템의 작동 방법.

[청구항 26] 제25항에 있어서,

상기 테이블의 위치 제어는 MRI 촬영 모드와 AMF 치료 모드에 따라 분리된 공간들을 이동 가능하도록 구성된 셔틀 베드에 의해 수행되는 것을 포함하는,

MRI 기반 AMF 치료 시스템의 작동 방법.

[청구항 27] 제19항에 있어서,

상기 MRI 기반 AMF 치료 시스템은 MRI 촬영 모드 및 AMF 치료 모드를 서로 독립적으로 수행 가능한 MRI 장치와 AMF 치료 장치를 포함하고, 상기 방법은:

MRI 촬영 모드 및 AMF 치료 모드 중 어느 하나의 완료 이후에, 연결되는 MRI 장치와 AMF 치료 장치 사이를 왕복 이동할 수 있는 셔틀 베드의 위치를 제어하는 단계; 및

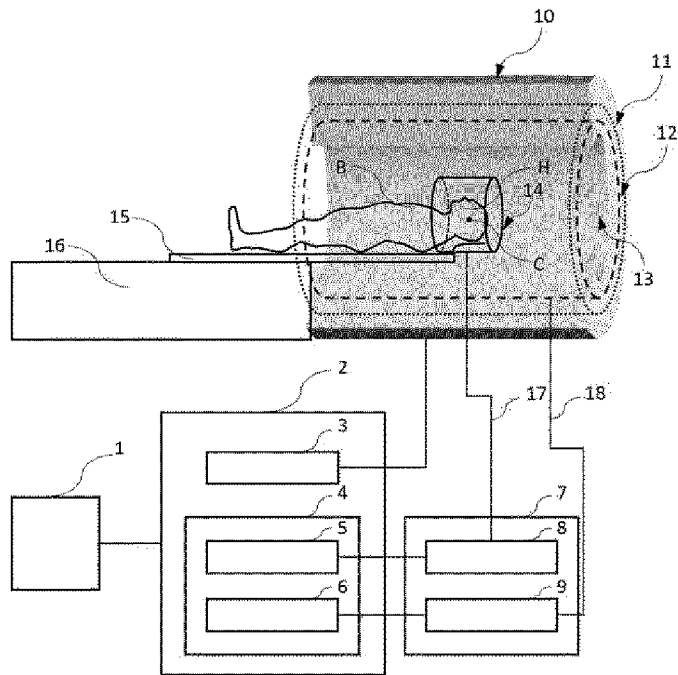
셔틀 베드 위에 있는 환자 이동용 받침대와 환자 테이블의 결합 단계를 더 포함하는,

MRI 기반 AMF 치료 시스템의 작동 방법.

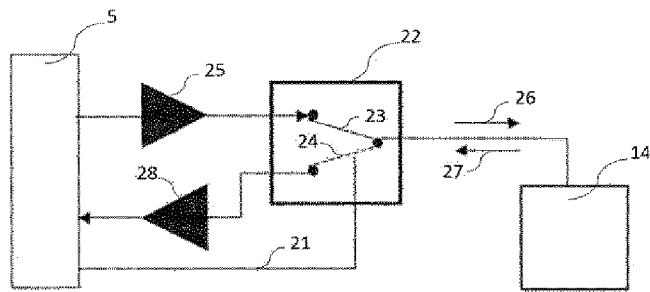
[청구항 28] 비일시적 컴퓨터 판독가능 매체로서,

상기 매체는 프로세서로 하여금 제19항 내지 제22항 중 어느 한 항에 의한 작동 방법을 수행하도록 하는 명령어를 포함하는, 비일시적 컴퓨터 판독가능 매체.

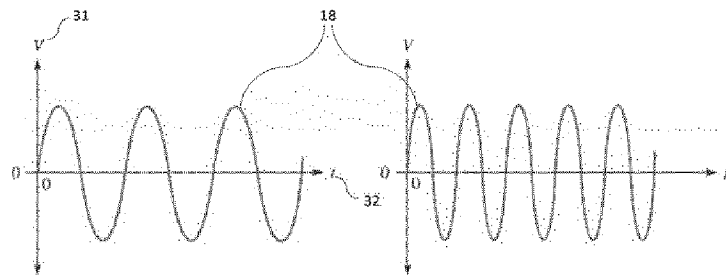
[51]



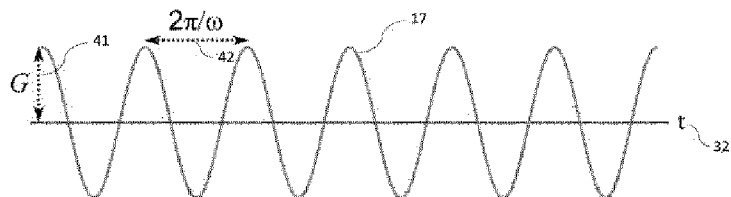
[도2]



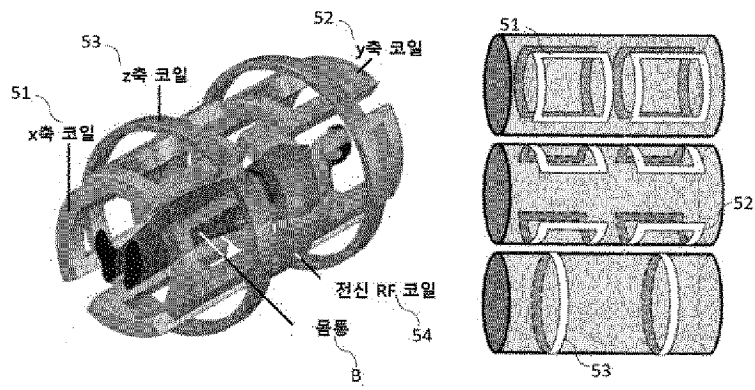
[도3]



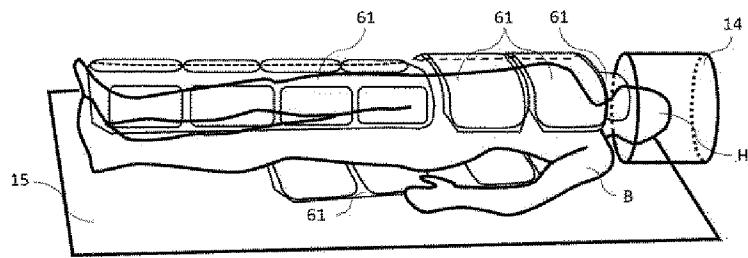
[54]



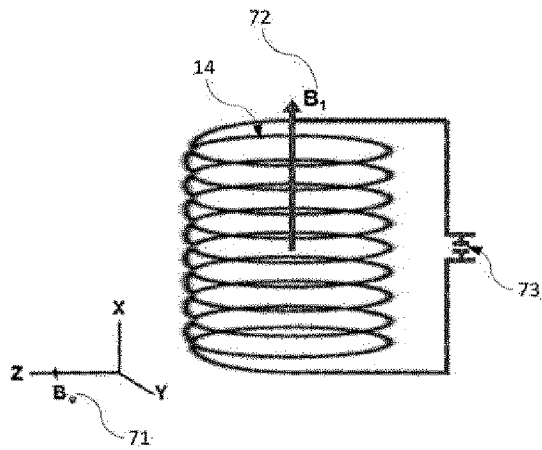
[도5]



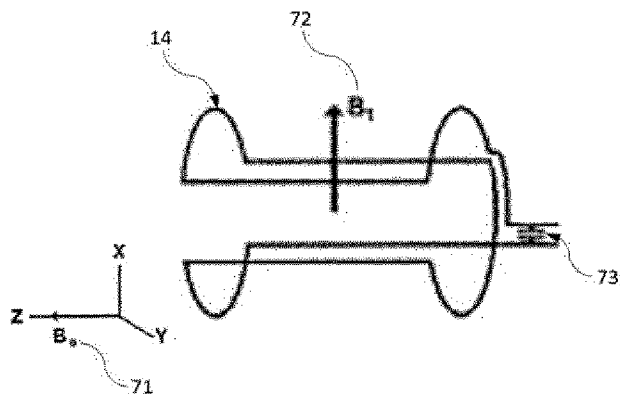
[도6]



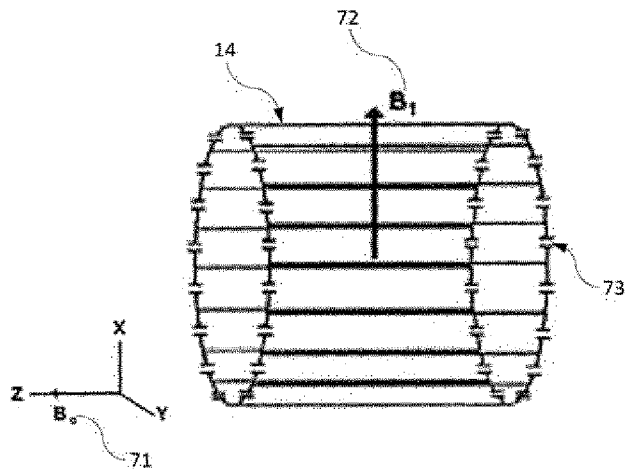
[도7a]



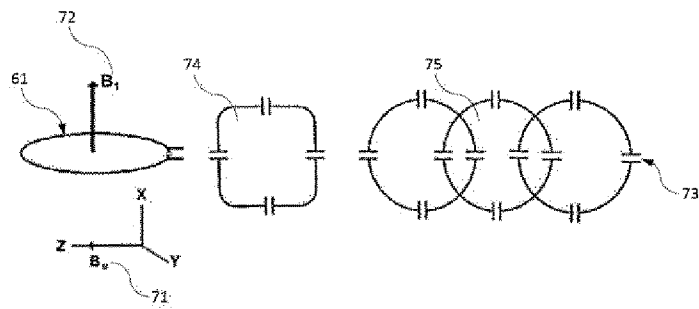
[도7b]



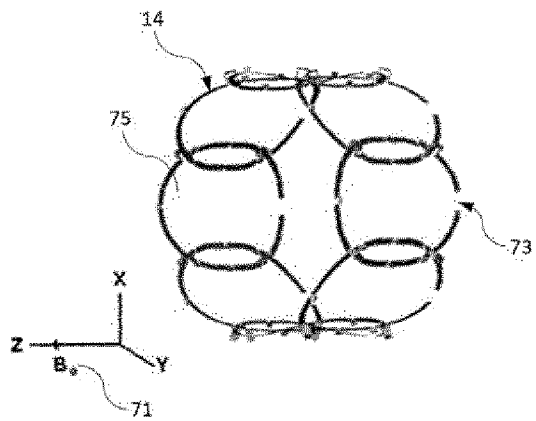
[도7c]



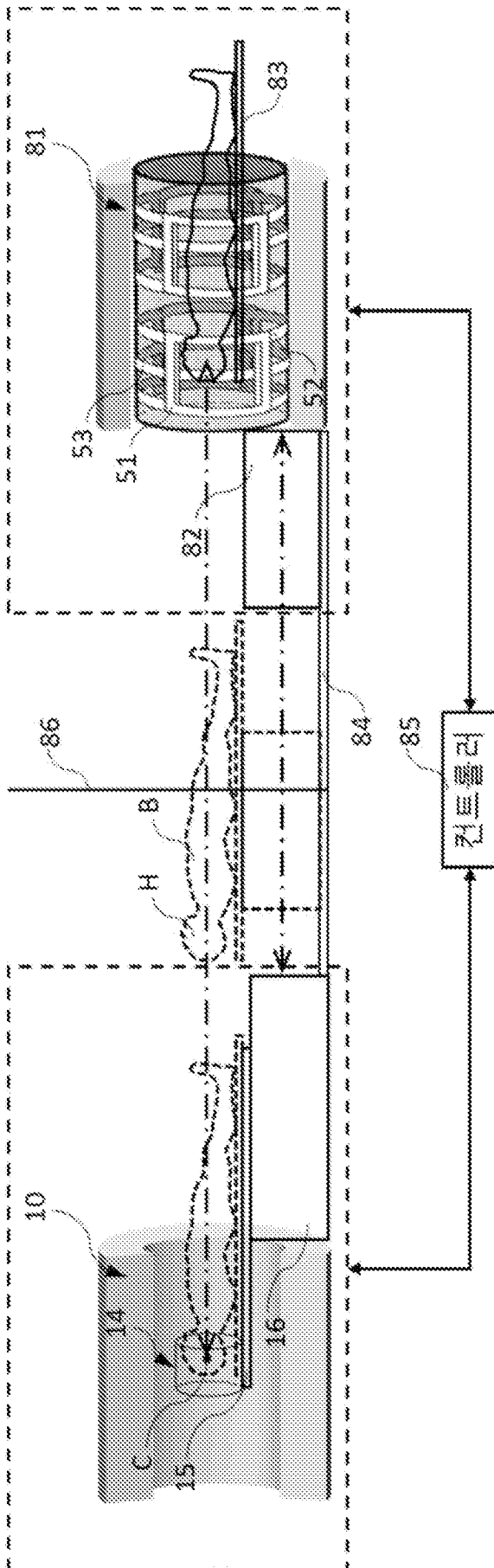
[도7d]



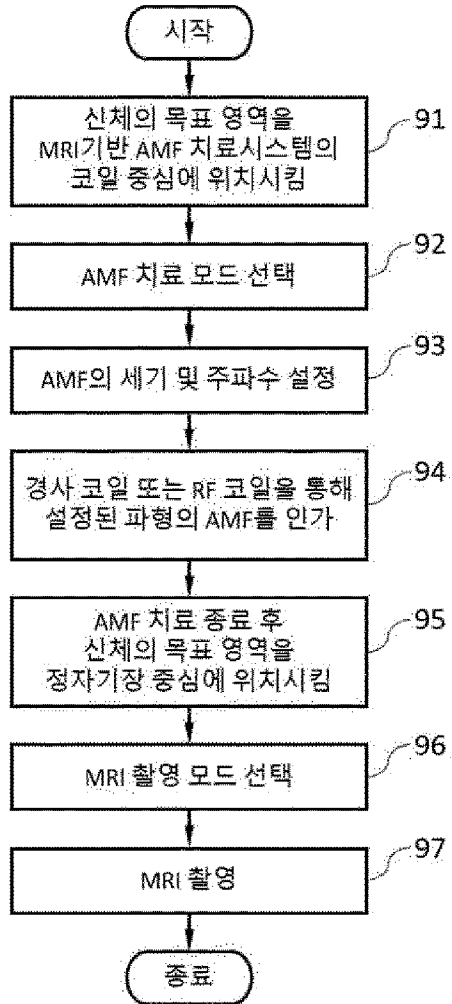
[도7e]



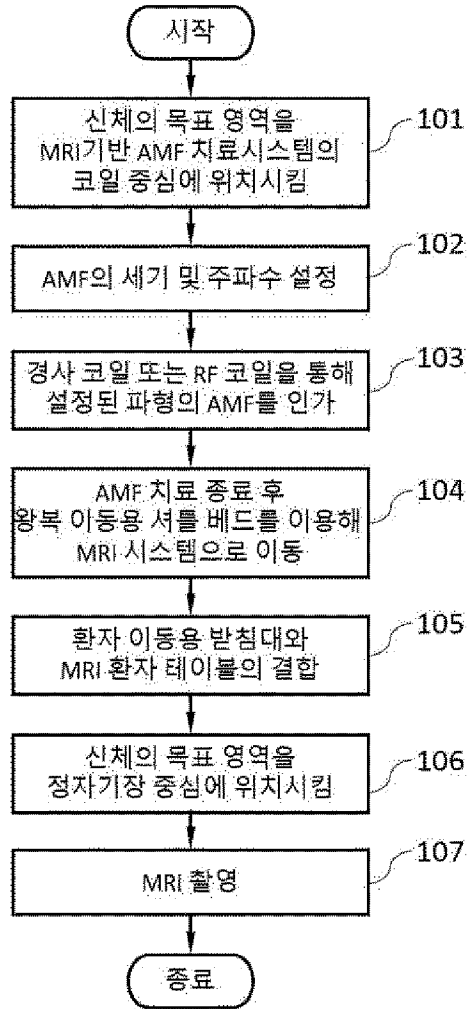
[도8]



[도9]



[도 10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2023/011964

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61N 2/02(2006.01)i; A61N 2/00(2006.01)i; A61B 5/055(2006.01)i; A61B 5/00(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)

A61N 2/02(2006.01); A61B 5/055(2006.01); A61B 6/00(2006.01); A61N 1/36(2006.01); A61N 1/40(2006.01);
A61N 2/04(2006.01); G01R 33/20(2006.01); G01R 33/34(2006.01); G01R 33/48(2006.01)

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: 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI), 교류자기장(Alternating Magnetic Field, AMF), RF 코일(RF coil), 경사 코일(gradient coil), 치료(treatment)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	KR 10-2015-0070721 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 25 June 2015 (2015-06-25) See paragraphs [0033], [0036]-[0037], [0063]-[0070] and [0074]; claim 16; and figures 1-17.	1,4-8,13
Y		10-11
A		2-3,9,12,14-28
Y	KR 10-2021-0094343 A (KOREA UNIVERSITY RESEARCH AND BUSINESS FOUNDATION et al.) 29 July 2021 (2021-07-29) See paragraphs [0031]-[0032]; and figure 2.	10-11
A	KR 10-2022-0060491 A (TESLA DYNAMIC COILS BV et al.) 11 May 2022 (2022-05-11) See paragraphs [0061]-[0068]; and figures 1-2.	1-28
A	WO 2020-021320 A1 (PLETNEV, Sergey) 30 January 2020 (2020-01-30) See paragraphs [0016]-[0029].	1-28



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

“D” document cited by the applicant in the international application

“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

15 November 2023

Date of mailing of the international search report

16 November 2023

Name and mailing address of the ISA/KR

Korean Intellectual Property Office
Government Complex-Daejeon Building 4, 189 Cheongsaro, Seo-gu, Daejeon 35208

Facsimile No. +82-42-481-8578

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2023/011964

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2015-0247907 A1 (SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT) 03 September 2015 (2015-09-03) See paragraphs [0006]-[0017].	1-28

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2023/011964

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
KR	10-2015-0070721	A	25 June 2015	KR	10-1550318	B1	04 September 2015
				US	2015-0168512	A1	18 June 2015
				US	9933500	B2	03 April 2018
KR	10-2021-0094343	A	29 July 2021	WO	2021-149864	A1	29 July 2021
KR	10-2022-0060491	A	11 May 2022	CN	114442015	A	06 May 2022
				EP	3995845	A1	11 May 2022
				JP	2022-075572	A	18 May 2022
				US	11686791	B2	27 June 2023
				US	2022-0137163	A1	05 May 2022
WO	2020-021320	A1	30 January 2020	None			
US	2015-0247907	A1	03 September 2015	CN	104641246	A	20 May 2015
				CN	104641246	B	15 September 2017
				EP	2880459	A1	10 June 2015
				EP	2880459	B1	09 September 2020
				JP	2015-532844	A	16 November 2015
				JP	6092395	B2	08 March 2017
				KR	10-2015-0058372	A	28 May 2015
				US	10838030	B2	17 November 2020
WO	2014-044314	A1	27 March 2014				

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61N 2/02(2006.01)i; A61N 2/00(2006.01)i; A61B 5/055(2006.01)i; A61B 5/00(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61N 2/02(2006.01); A61B 5/055(2006.01); A61B 6/00(2006.01); A61N 1/36(2006.01); A61N 1/40(2006.01);
A61N 2/04(2006.01); G01R 33/20(2006.01); G01R 33/34(2006.01); G01R 33/48(2006.01)

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: 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI), 교류자기장
(Alternating Magnetic Field, AMF), RF 코일(RF coil), 경사 코일(gradient coil), 치료(treatment)

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
X	KR 10-2015-0070721 A (삼성전자주식회사) 2015.06.25 단락 [0033], [0036]-[0037], [0063]-[0070], [0074]; 청구항 16; 및 도면 1-17	1,4-8,13
Y		10-11
A		2-3,9,12,14-28
Y	KR 10-2021-0094343 A (고려대학교 산학협력단 등) 2021.07.29 단락 [0031]-[0032]; 및 도면 2	10-11
A	KR 10-2022-0060491 A (테슬라 다이내믹 코일스 비브이 등) 2022.05.11 단락 [0061]-[0068]; 및 도면 1-2	1-28
A	WO 2020-021320 A1 (PLETNEV, SERGEY) 2020.01.30 단락 [0016]-[0029]	1-28
A	US 2015-0247907 A1 (SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT) 2015.09.03 단락 [0006]-[0017]	1-28

☐ 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

“D” 본 국제출원에서 출원인이 인용한 문헌

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

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

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

“P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

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

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

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

“&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

국제조사의 실제 완료일

2023년11월15일(15.11.2023)

국제조사보고서 발송일

2023년11월16일(16.11.2023)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소

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

팩스 번호 +82-42-481-8578

심사관

이강하

전화번호 +82-42-481-5003

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-2015-0070721 A	2015/06/25	KR 10-1550318 B1	2015/09/04
		US 2015-0168512 A1	2015/06/18
		US 9933500 B2	2018/04/03
KR 10-2021-0094343 A	2021/07/29	WO 2021-149864 A1	2021/07/29
KR 10-2022-0060491 A	2022/05/11	CN 114442015 A	2022/05/06
		EP 3995845 A1	2022/05/11
		JP 2022-075572 A	2022/05/18
		US 11686791 B2	2023/06/27
		US 2022-0137163 A1	2022/05/05
WO 2020-021320 A1	2020/01/30	없음	
US 2015-0247907 A1	2015/09/03	CN 104641246 A	2015/05/20
		CN 104641246 B	2017/09/15
		EP 2880459 A1	2015/06/10
		EP 2880459 B1	2020/09/09
		JP 2015-532844 A	2015/11/16
		JP 6092395 B2	2017/03/08
		KR 10-2015-0058372 A	2015/05/28
		US 10838030 B2	2020/11/17
		WO 2014-044314 A1	2014/03/27