

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2015년 7월 9일 (09.07.2015)



(10) 국제공개번호
WO 2015/102433 A1

- (51) 국제특허분류:
G01R 33/34 (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2015/000026
- (22) 국제출원일: 2015년 1월 2일 (02.01.2015)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:
10-2014-0000754 2014년 1월 3일 (03.01.2014) KR
- (71) 출원인: 삼성전자 주식회사 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) [KR/KR]; 443-742 경기도 수원시 영통구 삼성로 129, Gyeonggi-do (KR). 사회복지법인 삼성생명공익재단 (SAMSUNG LIFE PUBLIC WELFARE FOUNDATION) [KR/KR]; 140-893 서울시 용산구 이태원로 55길 48, Seoul (KR).
- (72) 발명자: 최연현 (CHOE, Yeonhyeon); 138-740 서울시 송파구 오금로 35길 17, 34-903, Seoul (KR). 김경남 (KIM, Kyoungnam); 435-724 경기도 군포시 고산로 539번길 6, 968-1502, Gyeonggi-do (KR).
- (74) 대리인: 리앤목 특허법인 (Y.P.LEE, MOCK & PARTNERS); 135-971 서울시 강남구 언주로 30길 13 대림아크로텔 12층, Seoul (KR).

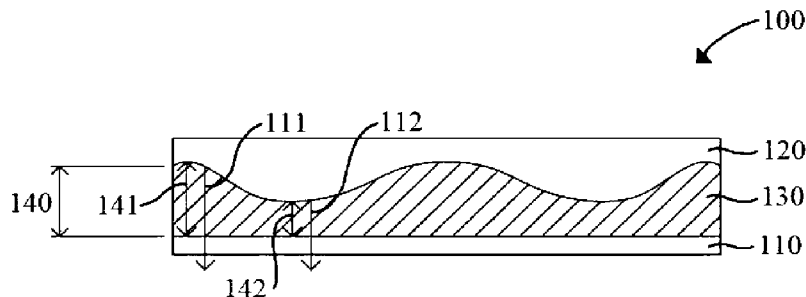
- (81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, 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.
- (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))

(54) Title: RF COIL STRUCTURE

(54) 발명의 명칭 : 알에프 코일 구조물



(57) Abstract: Disclosed is an RF coil structure utilized in a magnetic resonance imaging (MRI) system, the RF coil structure comprising: an RF shield; an RF coil provided on the inner side of the RF shield; and a high- κ dielectric substance arranged between the RF shield and RF coil, wherein the distance between the RF shield and RF coil varies and the thickness of the high- κ dielectric substance varies.

(57) 요약서: 본 개시는 자기공명영상(MRI) 시스템에 사용되는 RF 코일 구조물에 있어서, RF 쉴드; RF 쉴드 안쪽에 구비된 RF 코일; 그리고, RF 쉴드와 RF 코일 사이에 배치된 고유전체물질;을 포함하며, 상기 RF 쉴드와 RF 코일 사이의 간격이 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물 및 자기공명영상(MRI) 시스템에 사용되는 RF 코일 구조물에 있어서, RF 쉴드; RF 쉴드 안쪽에 구비된 RF 코일; 그리고, RF 쉴드와 RF 코일 사이에 배치된 고유전체물질;을 포함하며, 고유전체물질의 두께가 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물에 대한 것이다.

WO 2015/102433 A1

명세서

발명의 명칭: 알에프 코일 구조물

기술분야

- [1] 본 개시(Disclosure)는 전체적으로 MRI(Magnetic Resonance Imaging) 시스템에 사용하는 RF 코일 구조물에 관한 것으로, 보다 상세하게는 B_1 자기장의 균일성을 향상시키는 RF 코일 구조물에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 도 1은 일반적인 MRI 시스템을 보여주는 일 예로 미국 등록특허공보 제7002347호에 기재된 도면이다. 다만 설명의 편의를 위해 용어와 부호를 변경하였다. MRI 시스템은 주자기장을 발생시키는 자석(1), 검사 대상(4)의 수소핵 등을 여기 상태로 만드는 자기장을 발생시키는 송신 RF 코일(2), 검사 대상(4)의 여기된 수소핵 등이 안정된 상태로 돌아갈 때 나오는 RF 신호를 수신하는 수신 RF 코일(3), 검사 대상(4)을 올려놓기 위한 테이블(5)로 구성되어 있다. 일반적으로 주자기장을 B_0 자기장이라고 하고 송신 RF 코일(2)에 의해 만들어지는 자기장을 B_1 자기장이라고 한다. B_0 자기장의 방향은 Z축 방향으로 형성되며 B_1 자기장의 방향은 B_0 자기장과 수직인 X축 방향으로 형성된다. 송신 RF 코일(2)은 자기장을 발생시키는 것뿐 아니라 RF 신호를 수신하는 역할도 수행한다. 또한 수신 RF 코일(3)도 RF 신호를 수신하는 것뿐 아니라 필요한 경우 B_1 자기장을 발생시키는 것도 가능하다. 따라서 이하에서 별도로 구분하지 않는 경우에는 RF 코일의 용어는 송신 RF 코일과 수신 RF 코일을 모두 포함하는 용어로 사용한다. MRI 영상의 질과 관련된 것은 B_0 자기장의 세기와 균일성이 중요하다. 더 나아가 B_1 자기장의 균일성도 중요하다. 이중 송신 RF 코일(2)에 의해 만들어지는 B_1 자기장의 경우 송신 RF 코일(2)이 B_1 자기장을 균일하게 만들어도 검사 대상(4)과의 거리가 일정하지 않아 측정이 필요한 검사 대상에서는 B_1 자기장이 불균일하게 된다.
- [3] 도 2는 RF 코일이 만든 B_1 자기장이 검사 대상과의 거리 차이로 인하여 검사 대상에서 불균일하게 되는 것을 보여준다.
- [4] RF 코일(6) 사이에 검사 대상(7, 8)이 놓여져 있다. 검사 대상의 형상이 사각형인 경우(7)에는 RF 코일(6)과 검사 대상(7)과의 거리는 L로 일정하다.
- [5] 그러나 검사 대상의 형상이 원형인 경우(8)에는 RF 코일(6)과 검사 대상(8)과의 거리는 위치에 따라 L_1, L_2 로 변화한다. 당업자에게 잘 알려진 것처럼 RF 코일(6)로부터 거리가 멀어질수록 B_1 자기장의 세기는 약해진다. 따라서 RF 코일(6)에 의해 발생한 B_1 자기장의 세기는 거리가 L로 일정한 검사 대상(7)에서는 검사 대상(7) 어디에서나 같지만 거리가 L_1, L_2 로 다른 검사 대상(8)에서는 검사 대상(8)과 RF 코일(6) 사이의 거리에 따라 다르게 된다. RF 코일(6)과 검사 대상(8)의 거리가 다른 곳에서는 B_1 자기장의 세기가 다르기

때문에 수소핵의 여기 상태가 다르게 되고 이것은 검사 대상의 MRI 영상을 만들 때 사용되는 수소핵의 RF 신호도 다르게 되어 MRI 영상의 질을 떨어뜨린다. 물론 검사 대상(7)과의 거리가 일정한 경우에도 RF 코일 자체의 문제로 인하여 B_1 자기장이 불균일할 수 있으며, 이 경우에도 MRI 영상의 질은 떨어지게 된다.

- [6] 이러한 문제점을 해결하기 위해 다양한 수단이 개발되고 있다.
- [7] B_1 자기장의 균일성을 향상시키기 위한 선행기술에는 미국 등록특허공보 제5017872호, 미국 등록특허공보 제7002347호, 미국 등록특허공보 제7242192호, 미국 등록특허공보 제8188737호 등 다수의 특허가 있다.
- [8] 도 3은 미국 등록특허공보 제5017872호에 기재된 B_1 자기장을 균일하게 만들기 위한 일 예를 보여주는 도면이다. 다만 설명의 편의를 위해 용어와 부호를 변경하였다.
- [9] RF 코일 구조물(9)은 RF 코일(10), RF 쉘드(11), 고유전체물질(12)로 되어 있다. RF 코일 구조물(9)의 안쪽에 검사 대상(13)이 놓여졌을 때 B_1 자기장이 불균일하게 된다. 본 발명은 이러한 불균일 문제를 RF 코일(10)과 RF 쉘드(11) 사이에 고유전체물질(12)을 채워넣어 해결하였다.
- [10] 도 4는 미국 등록특허공보 제7242192호에 기재된 B_1 자기장을 균일하게 만들기 위한 일 예를 보여주는 도면이다. 다만 설명의 편의를 위해 용어와 부호를 변경하였다.
- [11] RF 코일 구조물(14)은 메인 RF 코일(15)과 보조 RF 코일(16)로 되어 있다. 본 발명은 도면에 기재하지 않았지만 RF 코일 구조물(14)을 사용할 때, 검사 대상과 RF 코일 구조물(14)과의 거리가 일정하지 않아 B_1 자기장이 균일하지 못한 문제를 보조 RF 코일(16)을 배치하여 해결하였다.
- [12] 그러나 상기와 같은 B_1 자기장을 균일하게 만드는 수단 중 도 3에 개시된 수단의 경우 RF 쉘드와 RF 코일 사이에 고유전체 물질이 균일하게 배치되어 검사 대상과 RF 코일 사이의 거리 차이로 인한 영향을 해결하기 힘들며(도 5에서 설명함), 도 4에 개시된 수단의 경우 메인 RF 코일 이외에 보조 RF 코일을 사용하여야 하는 불편함이 있었다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [13] MRI(Magnetic Resonance Imaging) 시스템에 사용하는 RF 코일 구조물을 제공하는데 있다. 본 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제들로 한정되지 않으며, 이하의 실시예들로부터 또 다른 기술적 과제들이 유추될 수 있다.

과제 해결 수단

- [14] 여기서는, 본 개시의 전체적인 요약(Summary)이 제공되며, 이것이 본 개시의 외연을 제한하는 것으로 이해되어서는 아니된다(This section provides a general summary of the disclosure and is not a comprehensive disclosure of its full scope or all

of its features).

[15] 본 개시에 따른 일 태양에 의하면(According to one aspect of the present disclosure), 자기공명영상(MRI) 시스템에 사용되는 RF 코일 구조물에 있어서, RF 쉘드; RF 쉘드 안쪽에 구비된 RF 코일; 그리고, RF 쉘드와 RF 코일 사이에 배치된 고유전체물질을 포함하며, 상기 RF 쉘드와 RF 코일 사이의 간격이 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물이 제공된다.

[16] 본 개시에 따른 다른 태양에 의하면(According to another aspect of the present disclosure), 자기공명영상(MRI) 시스템에 사용되는 RF 코일 구조물에 있어서, RF 쉘드; RF 쉘드 안쪽에 구비된 RF 코일; 그리고, RF 쉘드와 RF 코일 사이에 배치된 고유전체물질;을 포함하며, 고유전체물질의 두께가 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물이 제공된다.

발명의 효과

[17] 본 개시에 따른 RF 코일 구조물을 사용함으로써, RF 코일 구조물 내의 B_1 자기장의 균일성을 향상시킬 수 있다. 특히 RF 코일과 검사 대상 사이의 거리 차이로 인하여 발생한 검사 대상에서 B_1 자기장의 불균일성을 효과적으로 감소시킬 수 있다.

도면의 간단한 설명

[18] 도 1은 일반적인 MRI 장치의 일 예를 보여주는 도면이다.

[19] 도 2는 RF 코일이 만든 B_1 자기장이 검사 대상과의 거리 차이로 인하여 검사 대상에서 불균일하게 되는 것을 보여주는 도면이다.

[20] 도 3은 미국 등록특허공보 제5017872호에 기재된 B_1 자기장을 균일하게 만들기 위한 일 예를 보여주는 도면이다.

[21] 도 4는 미국 등록특허공보 제7242192호에 기재된 B_1 자기장을 균일하게 만들기 위한 일 예를 보여주는 도면이다.

[22] 도 5는 도 3에 개시된 종래 기술을 AA'를 기준으로 한 단면을 보여주는 도면이다.

[23] 도 6은 본 개시에 따른 RF 코일 구조물의 일 예를 보여주는 도면이다.

[24] 도 7은 본 개시에 따른 RF 코일 구조물의 다른 예를 보여주는 도면이다.

[25] 도 8은 본 개시에 따른 RF 코일 구조물의 또 다른 예를 보여주는 도면이다.

[26] 도 9는 본 개시에 따른 RF 코일 구조물의 또 다른 예를 보여주는 도면이다.

[27] 도 10은 본 개시에 따른 RF 코일 구조물의 또 다른 예를 보여주는 도면이다.

[28] 도 11은 본 개시에 따른 RF 코일 구조물의 또 다른 예를 보여주는 도면이다.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

[29] 자기공명영상(MRI) 시스템에 사용되는 RF 코일 구조물은, RF 쉘드; RF 쉘드 안쪽에 구비된 RF 코일; 그리고, RF 쉘드와 RF 코일 사이에 배치된 고유전체물질;을 포함하며, 상기 RF 쉘드와 RF 코일 사이의 간격이 변한다.

[30] 자기공명영상(MRI) 시스템에 사용되는 RF 코일 구조물은, RF 쉘드; RF 쉘드

안쪽에 구비된 RF 코일; 그리고, RF 쉘드와 RF 코일 사이에 배치된
고유전체물질;을 포함하며, 고유전체물질의 두께가 변한다.

발명의 실시를 위한 형태

- [31] 이하, 본 개시를 첨부된 도면을 참고로 하여 자세하게 설명한다(The present disclosure will now be described in detail with reference to the accompanying drawing(s)).
- [32] 도 5는 도 3에 개시된 종래 기술을 AA'선을 따라 자른 단면을 보여주는 도면이다.
- [33] 종래 기술의 RF 구조물(9)은 RF 코일(10), RF 쉘드(11), 고유전체물질(12)로 구성되어 있다. 종래 기술의 경우 RF 코일(10)과 RF 쉘드(11) 사이의 간격(19)이 일정하게 유지되고 있다. 당업자에게 잘 알려진 것처럼 RF 쉘드(11)는 RF 코일(10)에서 발생한 B_1 자기장이 RF 코일 구조물 밖으로 나가는 것을 방지하고 동시에 이를 다시 검사 대상(13) 방향으로 반사시키는 역할을 한다. RF 코일(10)에서 발생하여 RF 쉘드(11) 방향으로 향하는 B_1 자기장(17)은 RF 쉘드(11)에서 반사되어 검사 대상(13)으로 향하는 B_1 자기장(18)이 된다. 이때 B_1 자기장(17, 18)은 고유전체물질(12)을 지나가게 된다. 고유전체물질(12)을 지나가면서 B_1 자기장(17, 18)의 세기는 강화된다. 따라서 B_1 자기장(17, 18)이 고유전체물질(12)을 지나는 거리가 길어질수록 더 강한 B_1 자기장이 된다. 그러나 종래 기술의 경우 동일한 간격(19)을 지나기 때문에 고유전체물질을 통과한 B_1 자기장(18)은 어디에서나 동일한 세기를 갖게 된다. 이것은 검사 대상의 형상이 도 2에서 설명한 것처럼 사각형(7)과 같이 RF 코일과 검사 대상의 거리가 검사 대상 어디에서나 동일한 경우에는 B_1 자기장이 세고 균일한 것을 얻는데에는 바람직하다. 그러나 검사 대상이 원형(8)과 같이 RF 코일과 검사 대상의 거리가 검사 대상 어디에서나 동일하지 않은 경우에는 바람직하지 않다.
- [34] 도 6은 본 개시에 따른 RF 코일 구조물의 일 예이다.
- [35] 설명의 편의를 위해 도 5와 같이 단면도로 표시하였다. 다만 도 5와 달리 검사 대상 및 검사 대상의 아래쪽 단면도는 생략하고 위쪽 단면도만을 표시하였다.
- [36] 본 개시에 따른 RF 코일 구조물(100)은 RF 코일(110), RF 쉘드(120), 고유전체물질(130)을 포함하고 있다. RF 쉘드(120)와 RF 코일(110) 사이의 간격(140)이 종래 기술과 다르게 일정하지 않다. 즉 간격(140)이 큰 부분(141)과 작은 부분(142)이 있다. 또한 고유전체물질(130)은 RF 코일(110)과 RF 쉘드(120) 사이를 가득 채우고 있는 것이 바람직하다. RF 쉘드(120)와 RF 코일(110) 사이의 간격(140)이 다르고 고유전체물질(130)이 채워져 있기 때문에 RF 코일(110)에서 발생하여 RF 쉘드(120)에서 반사되어 나온 B_1 자기장은 위치에 따라 다른 세기를 갖게 된다. 예를 들어 간격이 큰 부분(141)을 통과한 B_1 자기장(111)의 세기가 간격이 작은 부분(142)을 통과한 B_1 자기장(112)의 세기보다 크다. 고유전체물질로는(130) BaTiO₃, CaTiO₃, MgTiO₃ 등이 바람직하다.

- [37] 도 7은 본 개시에 따른 RF 코일 구조물의 다른 예이다.
- [38] 설명의 편의를 위해 도 5와 같이 단면도로 표시하였다. 다만 도 5와 달리 검사 대상 및 검사 대상의 아래쪽 단면도는 생략하고 위쪽 단면도만을 표시하였다.
- [39] 본 개시에 따른 RF 코일 구조물(200)은 RF 코일(210), RF 셸드(220), 고유전체물질(230), 고유전체물질(230)이 들어 있는 밀폐구조의 하우징(240, 241)을 포함하고 있다. 고유전체물질(230)과 하우징(240, 241)은 외부의 힘에 의해 형상이 변할 수 있다. 예를 들어 고유전체물질(230)이 액상이고 하우징(240, 241)이 플렉시블한 재료로 되어 있는 경우 외부의 힘(250, 251)에 따라 형상이 변할 수 있다. 하우징의 윗부분(240)은 외부의 힘(250)이 외부의 힘(251)보다 큰 경우에 큰 힘(250)이 가해진 부분이 더 들어간다. 하우징의 밑부분(241)은 동일한 힘(250)이 가해지고 있기 때문에 형상이 변하지 않는다. 따라서 RF 코일(210)과 RF 셸드(220) 사이의 간격이 변할 때 RF 코일(210)과 RF 셸드(220)를 가득 채우고 있는 고유전체물질(230)이 들어 있는 하우징(240, 241)은 간격 변화에 따라 형상이 변화한다.
- [40] 예를 들어 도 7에 개시된 것처럼 RF 셸드(220)의 형상이 물결모양으로 변하여 간격(260)이 변할 때 하우징의 윗부분(240)은 RF 셸드(220)의 형상과 동일하게 물결모양으로 변할 수 있다.
- [41] 도 8은 본 개시에 따른 RF 코일 구조물의 또 다른 예이다.
- [42] 설명의 편의를 위해 도 5와 같이 단면도로 표시하였다. 다만 도 5와 달리 검사 대상 및 검사 대상의 아래쪽 단면도는 생략하고 위쪽 단면도만을 표시하였다.
- [43] 본 개시에 따른 RF 코일 구조물(300)은 RF 코일(310), RF 셸드(320), 고유전체물질(330)을 포함하고 있다. 고유전체물질(330)은 RF 코일(310) 및 RF 셸드(320)와 접하고 있어 RF 코일(310)과 RF 셸드(320) 사이를 가득 채우고 있다. 고유전체물질(330)과 RF 셸드(320)가 접하는 접선을 경계선(340)이라고 하며, 경계선(340)에 대응하는 RF 셸드(320)의 바깥쪽 선을 바깥선(350)이라고 한다. RF 코일(310)과 RF 셸드(320) 사이의 간격(390)이 경계선(340)의 형상의 변화에 따라 변화한다. 이때 바깥선(350)은 변화하지 않는다. 도 5부터 도 8에 개시된 원통형의 RF 코일의 경우 외곽(360) 부분이 가운데(370) 부분보다 B_1 자기장의 세기가 약한 경우가 일반적이다. 검사 대상과의 거리와 관계없이 원통형 RF 코일 내부의 B_1 자기장의 세기가 균일할 필요가 있는 경우가 있다. 경계선(340)과 바깥선(350)의 간격(380)이 가운데(370) 부분부터 외곽(360) 부분으로 갈수록 점점 작아지게 한다. 이를 통해 외곽(360)의 RF 셸드(320)에서 반사되는 B_1 자기장이 고유전체물질을 더 길게 통과하게 하여 자기장의 세기를 강화시켜 전체적으로 원통형 RF 코일 내부의 B_1 자기장의 세기를 균일하게 할 수 있다.
- [44] 도 9는 본 개시에 따른 RF 코일 구조물의 또 다른 예이다.
- [45] 설명의 편의를 위해 도 5와 같이 단면도로 표시하였다. 다만 도 5와 달리 검사 대상 및 검사 대상의 아래쪽 단면도는 생략하고 위쪽 단면도만을 표시하였다.
- [46] 본 개시에 따른 RF 코일 구조물(400)은 RF 코일(410), RF 셸드(420),

고유전체물질(430)을 포함하고 있다. 고유전체물질(430)은 RF 코일(410) 및 RF 쉘드(420)와 접하고 있어 RF 코일(410)과 RF 쉘드(420)를 가득 채우고 있다. 고유전체물질(430)과 RF 쉘드(420)가 접하는 접선을 경계선(440)이라고 하며, 경계선(440)에 대응하는 RF 쉘드(420)의 바깥쪽 표면선을 바깥선(450)이라고 한다. RF 코일(410)과 RF 쉘드(420) 사이의 간격이 경계선(440)의 형상의 변화에 따라 변화한다. 이때 바깥선(450)은 변화하지 않는다. 검사 대상이 가운데(470) 부분에 있는 경우 가운데(470)를 제외한 다른 부분의 B_1 자기장의 세기를 감소시킬 필요가 있는 경우가 있다. 경계선(440)과 바깥선(450)의 간격(480)이 가운데(470) 부분부터 외곽(460) 부분으로 갈수록 점점 커지게 한다. 이를 통해 외곽(460) 부분의 RF 쉘드(420)에서 반사되는 B_1 자기장이 고유전체물질을 더 짧게 통과하게 하여 외곽(460) 부분의 B_1 자기장의 세기를 약화시켜 가운데(470)의 B_1 자기장의 세기만을 강하게 할 수 있다.

[47] 도 10은 본 개시에 따른 RF 코일 구조물의 또 다른 예이다.

[48] 설명의 편의를 위해 도 5와 같이 단면도로 표시하였다. 다만 도 5와 달리 검사 대상의 아래쪽 단면도는 생략하고 위쪽 단면도만을 표시하였다.

[49] 본 개시에 따른 RF 코일 구조물(500)은 RF 코일(510), RF 쉘드(520), 고유전체물질(530)을 포함하고 있다. 고유전체물질(530)은 RF 코일(510) 및 RF 쉘드(520)와 접하고 있어 RF 코일(510)과 RF 쉘드(520) 사이를 가득 채우고 있다. 고유전체물질(530)과 RF 쉘드(520)가 접하는 접선을 경계선(540)이라고 하며, 경계선(540)에 대응하는 RF 쉘드(520)의 바깥쪽 표면선을 바깥선(550)이라고 한다. RF 코일(510)과 RF 쉘드(520) 사이의 간격이 경계선(540)의 형상의 변화에 따라 변화한다. 이때 바깥선(550)은 변화하지 않는다. 검사 대상(560)의 표면선(570)이 직선이 아닐 때 B_1 자기장의 세기를 균일하게 분포시킬 필요가 있다. 경계선(540)의 형상을 검사 대상(560)의 표면선(570)의 형상에 반대 형상으로 변화시켜서 RF 코일(510)과 검사 대상(560)과의 거리가 멀어서(511) 검사 대상(560)에서 B_1 자기장의 세기가 약해진 곳은 RF 쉘드(520)에서 반사되는 B_1 자기장이 고유전체물질(530)을 더 많이 통과(513)하게 하여 강화시키고 RF 코일(510)과 검사 대상(550)과의 거리가 가까워(512) B_1 자기장의 세기가 강해진 곳은 RF 쉘드(520)에서 반사되는 B_1 자기장이 고유전체물질(530)을 더 작게 통과(514)하게 하여 약화시켜 검사 대상(560)에서 B_1 자기장의 세기를 균일하게 할 수 있다.

[50] 도 11은 본 개시에 따른 RF 코일 구조물의 또 다른 예이다.

[51] 설명의 편의를 위해 도 5와 같이 단면도로 표시하였다. 다만 도 5와 달리 검사 대상 및 검사 대상의 아래쪽 단면도는 생략하고 위쪽 단면도만을 표시하였다.

[52] 본 개시에 따른 RF 코일 구조물(600, 700)은 RF 코일(610, 710), RF 쉘드(620, 720), 고유전체물질(630, 730)을 포함하고 있다. 그리고 RF 코일(610, 710)과 RF 쉘드(620, 720) 사이에 고유전체물질(630, 730)로 채워지지 않은 부분은 고유전체물질 이외의 물질(640, 740)로 채워져 있다. 고유전체물질 이외의

물질은(640, 740) 빈 공간을 채울 수 있는 물질이면 자기장에 영향을 주는 것이 아닌 한 어느 것이나 가능하다.

- [53] 지금까지는 고유전체물질이 RF 코일과 RF 쉘드 사이에 가득 채워져 있는 경우를 설명하였다. 그러나 본 개시는 RF 쉘드에서 반사되는 B_1 자기장이 고유전체물질을 통과하는 거리에 따라 B_1 자기장의 세기가 변하는 것을 바탕으로 하고 있다. 따라서 고유전체물질이 RF 코일과 RF 쉘드 사이에 가득 채워져 있지 않은 경우에도 RF 쉘드에서 반사되는 B_1 자기장이 고유전체물질을 통과하는 거리가 다른 경우도 본 개시에 포함된다. 예를 들어 도 11에 도시된 것처럼 RF 코일(610, 710)과 RF 쉘드(620, 720) 사이의 간격(650, 750)이 일정한 경우에도 고유전체물질(630, 730)의 두께(660, 661, 760, 761)가 변하는 경우는 본 개시에 포함될 수 있다. 따라서 도 6 내지 도 10에 설명된 실시예는 도 11의 실시예에 그대로 적용될 수 있다. 예를 들어 도 8에서 설명한 실시예와 동일한 효과를 얻기 위해서 고유전체물질의 두께가 가운데에서 외곽으로 갈수록 점점 커지면 된다.
- [54] 이하 본 개시에 따른 다양한 실시 형태에 대하여 설명한다.
- [55] (1) 자기공명영상(MRI) 시스템에 사용되는 RF 코일 구조물에 있어서, RF 쉘드; RF 쉘드 안쪽에 구비된 RF 코일; 그리고, RF 쉘드와 RF 코일 사이에 배치된 고유전체물질;을 포함하며, 상기 RF 쉘드와 RF 코일 사이의 간격이 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [56] (2) 고유전체물질은 $BaTiO_3$, $CaTiO_3$, $MgTiO_3$ 중 하나인 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [57] (3) 고유전체물질이 채워져 있는 하우징을 포함하며, 하우징의 형상이 RF 쉘드와 RF 코일 사이의 간격이 변함에 따라 RF 쉘드와 RF 코일 사이를 채우기 위해 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [58] (4) 고유전체물질이 액상인 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [59] (5) 고유전체물질이 RF 쉘드와 RF 코일에 접하고 있는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [60] (6) RF 쉘드의 단면에서 고유전체물질과 접하는 경계선의 형상이 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [61] (7) RF 쉘드의 경계선에 대응하는 RF 쉘드의 바깥선은 직선인 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [62] (8) RF 쉘드의 경계선과 바깥선의 거리가 가운데에서 외곽으로 갈수록 작아지는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [63] (9) RF 쉘드의 경계선과 바깥선의 거리가 외곽에서 가운데로 갈수록 작아지는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [64] (10) RF 쉘드의 경계선의 형상이 검사 대상의 표면 형상에 따라 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [65] (11) RF 쉘드의 경계선의 형상이 검사 대상의 표면 형상의 반대 형상으로

변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.

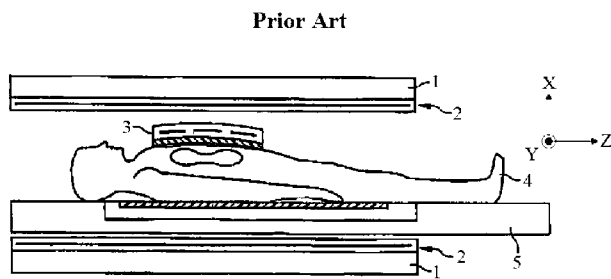
- [66] (12) 자기공명영상(MRI) 시스템에 사용되는 RF 코일 구조물에 있어서, RF 쉘드; RF 쉘드 안쪽에 구비된 RF 코일; 그리고, RF 쉘드와 RF 코일 사이에 배치된 고유전체물질;을 포함하며, 고유전체물질의 두께가 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [67] (13) 고유전체물질의 두께가 가운데에서 외곽으로 갈수록 커지는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [68] (14) 고유전체물질의 두께가 가운데에서 외곽으로 갈수록 작아지는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [69] (15) 고유전체물질의 두께가 검사 대상의 표면 형상에 따라 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [70] (16) 고유전체물질의 두께가 검사 대상의 표면 형상의 반대 형상으로 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [71] (17) 고유전체물질이 채워져 있는 하우징을 포함하며, 하우징의 형상이 고유전체물질의 두께 변화에 따라 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [72] (18) (17)에서 하우징에 채워져 있는 고유전체물질이 액상인 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [73] 본 개시에 따른 RF 코일 구조물을 사용함으로써, RF 코일 구조물 내의 B_1 자기장의 균일성을 향상시킬 수 있다. 특히 RF 코일과 검사 대상 사이의 거리 차이로 인하여 발생한 검사 대상에서 B_1 자기장의 불균일성을 효과적으로 감소시킬 수 있다.

청구범위

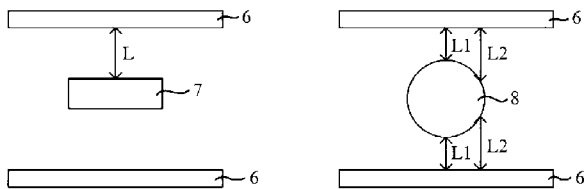
- [청구항 1] 자기공명영상(MRI) 시스템에 사용되는 RF 코일 구조물에 있어서, RF 쉘드;
- RF 쉘드 안쪽에 구비된 RF 코일; 그리고,
- RF 쉘드와 RF 코일 사이에 배치된 고유전체물질;을 포함하며, 상기 RF 쉘드와 RF 코일 사이의 간격이 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [청구항 2] 청구항 1에 있어서, 고유전체물질은 BaTiO_3 , CaTiO_3 , MgTiO_3 중 적어도 하나인 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [청구항 3] 청구항 1에 있어서, 고유전체물질이 채워져 있는 하우징을 포함하며, 하우징의 형상이 RF 쉘드와 RF 코일 사이의 간격이 변함에 따라 RF 쉘드와 RF 코일 사이를 채우기 위해 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [청구항 4] 청구항 3에 있어서, 고유전체물질이 액상인 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [청구항 5] 청구항 1에 있어서, 고유전체물질이 RF 쉘드와 RF 코일에 접하고 있는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [청구항 6] 청구항 5에 있어서, RF 쉘드의 단면에서 고유전체물질과 접하는 경계선의 형상이 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [청구항 7] 청구항 6에 있어서, RF 쉘드의 경계선에 대응하는 RF 쉘드의 바깥선은 직선인 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [청구항 8] 청구항 7에 있어서, RF 쉘드의 경계선과 바깥선의 거리가 가운데에서 외곽으로 갈수록 작아지는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [청구항 9] 청구항 7에 있어서, RF 쉘드의 경계선과 바깥선의 거리가 외곽에서 가운데로 갈수록 작아지는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [청구항 10] 청구항 6에 있어서, RF 쉘드의 경계선의 형상이 검사 대상의 표면 형상에 따라 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [청구항 11] 청구항 10에 있어서, RF 쉘드의 경계선의 형상이 검사 대상의 표면 형상의 반대 형상으로 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.

- [청구항 12] 자기공명영상(MRI) 시스템에 사용되는 RF 코일 구조물에 있어서, RF 쉴드;
RF 쉴드 안쪽에 구비된 RF 코일; 그리고,
RF 쉴드와 RF 코일 사이에 배치된 고유전체물질;을 포함하며,
고유전체물질의 두께가 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [청구항 13] 청구항 12에 있어서,
고유전체물질의 두께가 가운데에서 외곽으로 갈수록 커지는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [청구항 14] 청구항 12에 있어서,
고유전체물질의 두께가 가운데에서 외곽으로 갈수록 작아지는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [청구항 15] 청구항 12에 있어서,
고유전체물질의 두께가 검사 대상의 표면 형상에 따라 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [청구항 16] 청구항 15에 있어서,
고유전체물질의 두께가 검사 대상의 표면 형상의 반대 형상으로 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [청구항 17] 청구항 12에 있어서,
고유전체물질이 채워져 있는 하우징을 포함하며, 하우징의 형상이 고유전체물질의 두께 변화에 따라 변하는 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.
- [청구항 18] 청구항 17에 있어서,
고유전체물질이 액상인 것을 특징으로 하는 RF 코일 구조물.

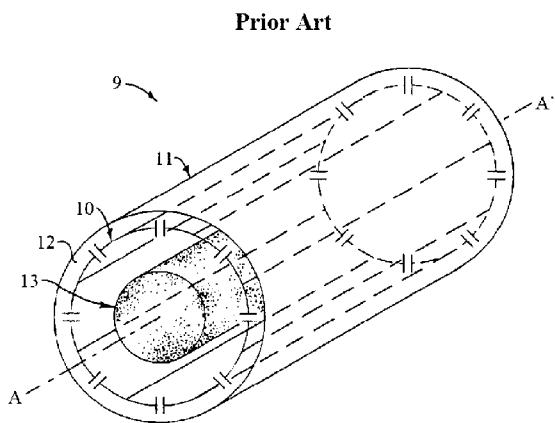
[Fig. 1]



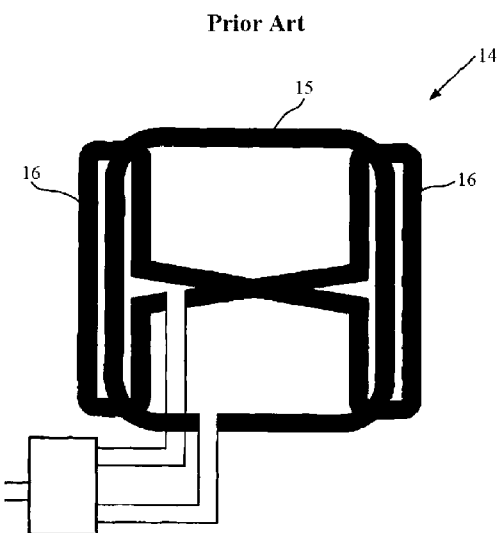
[Fig. 2]



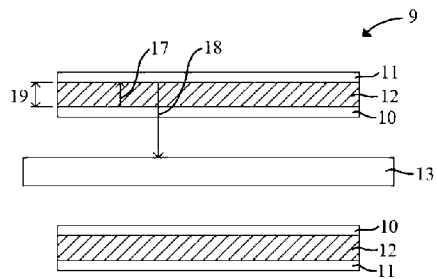
[Fig. 3]



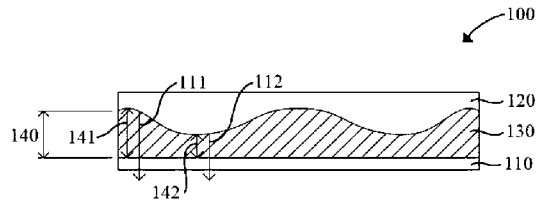
[Fig. 4]



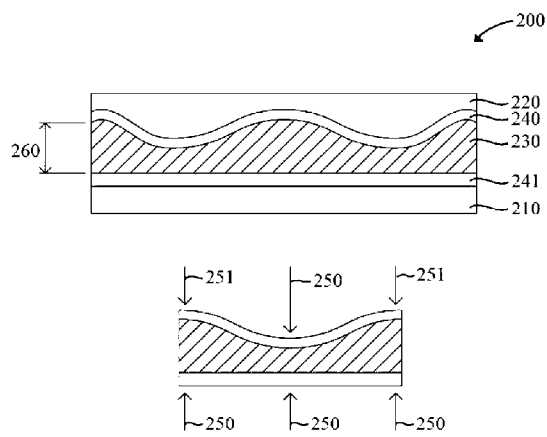
[Fig. 5]



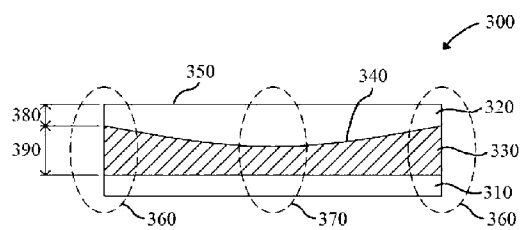
[Fig. 6]



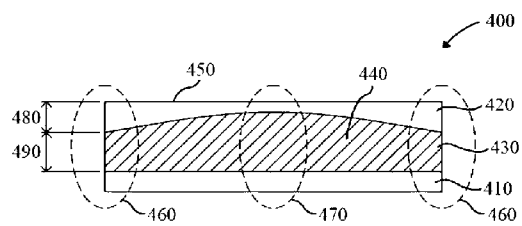
[Fig. 7]



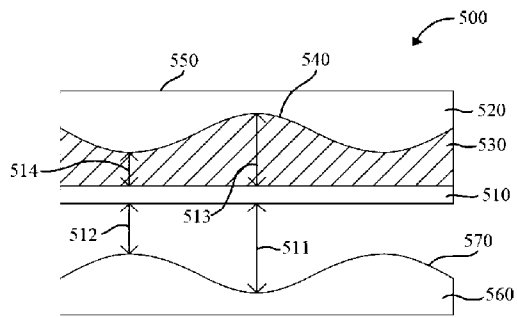
[Fig. 8]



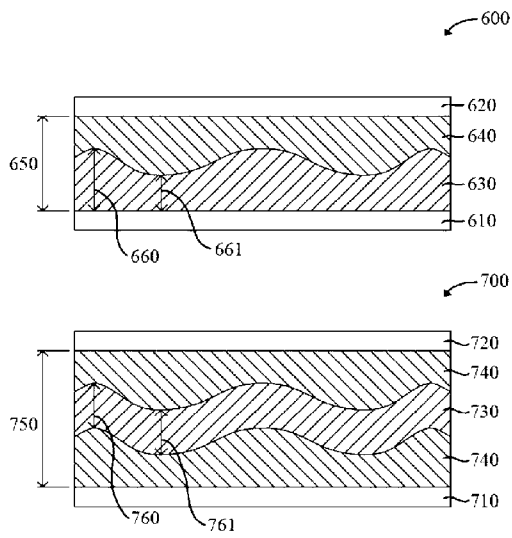
[Fig. 9]



[Fig. 10]



[Fig. 11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2015/000026**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER****G01R 33/34(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)

G01R 33/34; A61B 5/055; G01R 33/44

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: MRI, shield, coil, dielectric material, distance, thickness

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5865177 A (SEGAWA) 02 February 1999 See abstract, column 4, line 1 - column 5, line 44, claim 1 and figures 5-7, 15.	12-18
Y		1-11
Y	JP 2004-016585 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY CO., LLC.) 22 January 2004 See abstract, paragraphs [0040]-[0047], claim 1 and figures 3-6.	1-11
A	JP 2013-150734 A (HITACHI MEDICAL CORP.) 08 August 2013 See paragraphs [0020]-[0038], claim 1 and figures 1-10.	1-18
A	US 2010-0026303 A1 (ZHAI et al.) 04 February 2010 See abstract, claims 1-8 and figures 1-9.	1-18
A	US 2010-0176811 A1 (TSUDA) 15 July 2010 See abstract, claims 1-6 and figures 1-6.	1-18



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

"I" 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

26 MARCH 2015 (26.03.2015)

Date of mailing of the international search report

27 MARCH 2015 (27.03.2015)

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. 82-42-472-7140

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2015/000026

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
US 05865177 A	02/02/1999	JP 07-136146 A	30/05/1995
JP 2004-016585 A	22/01/2004	NONE	
JP 2013-150734 A	08/08/2013	JP 5520975 B2	11/06/2014
US 2010-0026303 A1	04/02/2010	CN 101790693 A	28/07/2010
		CN 101790693 B	11/12/2013
		EP 2115485 A1	11/11/2009
		EP 2620783 A1	31/07/2013
		JP 2010-518936 A	03/06/2010
		JP 5461199 B2	02/04/2014
		RU 2009135799 A	10/04/2011
		RU 2491568 C2	27/08/2013
		US 8089281 B2	03/01/2012
		WO 2008-104895 A1	04/09/2008
US 2010-0176811 A1	15/07/2010	JP 5427604 B2	26/02/2014
		US 8212564 B2	03/07/2012
		WO 2008-153036 A1	18/12/2008

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

G01R 33/34(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

G01R 33/34; A61B 5/055; G01R 33/44

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: MRI, 쉘드, 코일, 고유전체물질, 간격, 두께

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
X	US 5865177 A (SEGAWA) 1999.02.02 요약, 컬럼 4, 라인 1 - 컬럼 5, 라인 44, 청구항 1 및 도면 5-7, 15 참조.	12-18
Y		1-11
Y	JP 2004-016585 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY CO., LLC.) 2004.01.22 요약, 단락 [0040]-[0047], 청구항 1 및 도면 3-6 참조.	1-11
A	JP 2013-150734 A (HITACHI MEDICAL CORP.) 2013.08.08 단락 [0020]-[0038], 청구항 1 및 도면 1-10 참조.	1-18
A	US 2010-0026303 A1 (ZHAI et al.) 2010.02.04 요약, 청구항 1-8 및 도면 1-9 참조.	1-18
A	US 2010-0176811 A1 (TSUDA) 2010.07.15 요약, 청구항 1-6 및 도면 1-6 참조.	1-18

☐ 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

2015년 03월 26일 (26.03.2015)

국제조사보고서 발송일

2015년 03월 27일 (27.03.2015)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소



대한민국 특허청

(302-701) 대전광역시 서구 청사로 189,

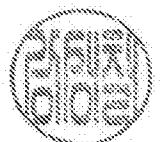
4동 (둔산동, 정부대전청사)

팩스 번호 ++82 42 472 7140

심사관

강성철

전화번호 +82-42-481-8405



국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
US 05865177 A	1999/02/02	JP 07-136146 A	1995/05/30
JP 2004-016585 A	2004/01/22	없음	
JP 2013-150734 A	2013/08/08	JP 5520975 B2	2014/06/11
US 2010-0026303 A1	2010/02/04	CN 101790693 A	2010/07/28
		CN 101790693 B	2013/12/11
		EP 2115485 A1	2009/11/11
		EP 2620783 A1	2013/07/31
		JP 2010-518936 A	2010/06/03
		JP 5461199 B2	2014/04/02
		RU 2009135799 A	2011/04/10
		RU 2491568 C2	2013/08/27
		US 8089281 B2	2012/01/03
		WO 2008-104895 A1	2008/09/04
US 2010-0176811 A1	2010/07/15	JP 5427604 B2	2014/02/26
		US 8212564 B2	2012/07/03
		WO 2008-153036 A1	2008/12/18