



- (51) 국제특허분류:  
A61B 5/055 (2006.01) G01R 33/36 (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2016/007443
- (22) 국제출원일: 2016년 7월 8일 (08.07.2016)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:  
10-2015-0097774 2015년 7월 9일 (09.07.2015) KR
- (71) 출원인: 성균관대학교산학협력단 (RESEARCH & BUSINESS FOUNDATION SUNGKYUNKWAN UNIVERSITY) [KR/KR]; 16419 경기도 수원시 장안구 서부로 2066, 성균관대학교내 (천천동), Gyeonggi-do (KR).
- (72) 발명자: 박재석 (PARK, Jae Seok); 16505 경기도 수원시 영통구 센트럴타운로 76, 6114 동 901호 (이의동, 이편한세상광교), Gyeonggi-do (KR). 이현열 (LEE, Hyun Yeol); 07923 서울시 양천구 곰달래로 11길 10, 303호 (신월동, 동광빌라), Seoul (KR).

(74) 대리인: 특허법인 엠에이피에스 (MAPS INTELLECTUAL PROPERTY LAW FIRM); 06543 서울시 서초구 사평대로 343, 4층(반포동, 제일약품빌딩), Seoul (KR).

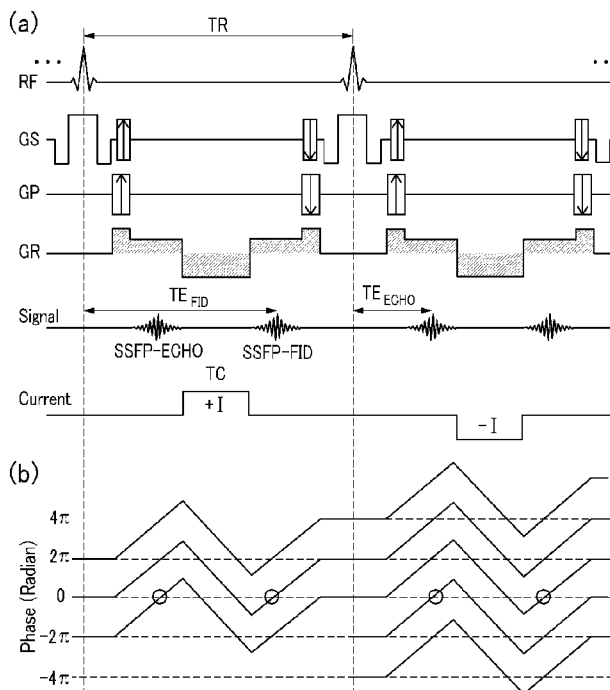
(81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA,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

[다음 쪽 계속]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING SYSTEM USING MAGNETIC RESONANCE ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY AND METHOD FOR GENERATING CONDUCTIVITY DISTRIBUTION IMAGE

(54) 발명의 명칭: 자기 공명 전기 임피던스 영상기술을 이용한 자기 공명 영상시스템 및 전도를 분포 영상 생성방법



(57) Abstract: The present invention relates to a magnetic resonance imaging system using magnetic resonance electrical impedance tomography, and the magnetic resonance imaging system, according to one embodiment of the present invention, comprises: a current generation control device for controlling so that a current is applied to an object to be measured for specific duration of time within an arbitrary repeat time; a converter for performing analog-digital conversion of data obtained by RF pulses, gradient pulses, and the current applied to the object to be measured at every repeat time, according to a sequence for a reversed double echo steady-state free precession; and an image obtaining unit for generating an image of conductivity distribution of the object to be measured using output data from the converter, wherein the current generation control device applies an alternating current between a steady-state free precession echo (SSFP-ECHO) image signal and a steady-state free precession free induction decay (SSFP-FID) image signal within each repeat time of a reversed double echo steady-state pulse sequence.

(57) 요약서:

[다음 쪽 계속]



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

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

본 발명은 자기 공명 전기 임피던스 영상기술(Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography)을 이용한 자기 공명 영상시스템에 관한 것으로서, 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상시스템은 임의의 반복 시간 내에서 소정의 시간 동안 측정대상에 전류가 인가되도록 제어하는 전류 발생 제어장치; 반전 이중 에코 항정 상태 자유 세차운동(Reversed Double Echo Steady State Free Precession)을 위한 시퀀스에 따라 측정대상에 반복 시간마다 인가된 RF 펄스와 경사 펄스, 및 전류에 의해 획득된 데이터에 대해 아날로그-디지털 변환을 수행하는 컨버터; 및 컨버터의 출력 데이터를 이용하여 측정대상의 전도율 분포에 대한 영상을 생성하는 영상 획득부를 포함한다. 이때, 전류 발생 제어장치는 반전 이중 에코 항정 상태 펄스열의 매 반복시간 내에 SSFP-ECHO(steady-state free-precession-echo) 영상신호와 SSFP-FID(steady-state free-precession-free-induction decay) 영상신호 사이에 교차 전류를 인가시킨다.

## 명세서

### 발명의 명칭: 자기 공명 전기 임피던스 영상기술을 이용한 자기 공명 영상시스템 및 전도율 분포 영상 생성방법

#### 기술분야

- [1] 본 발명은 자기 공명 전기 임피던스 영상기술을 이용한 자기 공명 영상시스템 및 전도율 분포 영상 생성방법에 관한 것이다.

#### 배경기술

- [2] 자기 공명 영상(MRI, Magnetic Resonance Imaging) 시스템은 피검사자 인체의 특정 부위에 대한 가로축 방향, 세로축 방향 및 사선 방향 등의 단층 영상을 생성하는 시스템이다. 이러한 자기 공명 영상 시스템은 단층 영상을 통해 피검사자의 상태를 검사 및 진단할 수 있다.
- [3] 최근에는 피검자의 상태에 대한 정확한 진단을 위하여 높은 해상도와 대조도를 갖는 영상 획득 기법에 대한 다양한 연구가 진행 중에 있다. 특히, 영상 획득 기법 중 자기 공명 전기 임피던스 영상기술(Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography; MREIT)을 이용하는 연구가 주목 받고 있다.
- [4] 자기 공명 전기 임피던스 영상기술은 생체 내에 외부 전류원을 입력하면서 자기 공명 펄스열을 인가함으로써, 생체 내부 전도율(Conductivity) 분포에 대한 영상을 생성하는 기술이다.
- [5] 해당 기술은 전기 임피던스 단층 촬영법(EIT)을 자기 공명 영상(MRI) 장치에 적용시킨 것으로서, 생체 내 어느 부위에서든 전도율의 변화를 포착하기 용이하고, 고해상도의 영상을 생성할 수 있다.
- [6] 한편, 종래 자기 공명 전기 임피던스 영상기술(MREIT)에서는 자기 공명 펄스열로서 스핀에코 영상 기법을 주로 활용하여 데이터를 획득하였다.
- [7] 이와 관련된 논문으로서, Woo EJ et al의 "Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography (MREIT) for High-Resolution Conductivity Imaging"에서는 자기 공명 전기 임피던스 영상기술을 소개 및 분석하고 있다.
- [8] 그러나 종래의 스핀에코 기반 자기 공명 전기 임피던스 영상기술의 경우 스핀 완화 회복 시간이 필요하며, 이에 따라 생체 내 전도율의 정량적 영상화를 위한 데이터 획득 시간이 매우 길다는 문제점이 있었다.
- [9] 또한, 종래 스핀에코 기반 자기 공명 전기 임피던스 영상기술의 경우 외부에서 입력되는 전류와 영상의 위상 간에 일대일 선형 관계가 성립하므로, 외부 전류에 대한 영상의 위상 민감도가 제한적이었다. 따라서, 높은 신호 대 잡음비(Signal-to-Noise Ratio, SNR)를 갖는 유도 자속 밀도(Induced Magnetic Flux Density) 정보를 획득하기 위해서는 큰 양의 전류를 오랫동안 인가해야만 하여 안전상에 문제점이 있었다.

#### 발명의 상세한 설명

## 기술적 과제

- [10] 본 발명은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 본 발명의 일부 실시예는 자기 공명 전기 임피던스 영상기술에서, 기존의 이중 에코 항정 상태 자유 세차운동 영상기법을 각색하여 이에 기반한 영상신호를 획득하고, 인가되는 전류 시퀀스를 적절히 제어하여 측정대상의 전도율 분포에 대한 고해상도 영상을 고속으로 생성할 수 있는 자기 공명 영상시스템을 제공하는 데에 그 목적이 있다.
- [11] 또한, 본 발명의 일부 실시예는 인가되는 전류 시퀀스를 적절히 제어하여 얻은 반전 이중 에코 항정 상태 자유 세차운동 영상 신호를 기초로, 조직내의 이완시간 (T1, T2) 및 각 전류 방향에 대한 전류에 의한 유도위상을 추정하여, 그에 따른 유도자속 밀도 정보를 추출하고, 고 해상도의 전도율 분포 영상을 생성하는 방법을 제공하는 데에 다른 목적이 있다.
- [12] 다만, 본 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

## 과제 해결 수단

- [13] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 전기 임피던스 영상기술(Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography)을 이용한 자기 공명 영상시스템은 임의의 반복 시간 내에서 소정의 시간 동안 측정대상에 전류가 인가되도록 제어하는 전류 발생 제어장치; 반전 이중 에코 항정 상태 자유 세차운동(Reversed Double Echo Steady State Free Precession)을 위한 시퀀스에 따라 측정대상에 반복 시간마다 인가된 RF 펄스와 경사 펄스, 및 전류에 의해 획득된 데이터에 대해 아날로그-디지털 변환을 수행하는 컨버터; 및 컨버터의 출력 데이터를 이용하여 측정대상의 전도율 분포에 대한 영상을 생성하는 영상 획득부를 포함한다. 이때, 전류 발생 제어장치는 반전 이중 에코 항정 상태 펄스열의 매 반복시간 내에 SSFP-ECHO(steady-state free-precession-echo) 영상신호와 SSFP-FID(steady-state free-precession-free-induction decay) 영상신호 사이에 교차 전류를 인가시킨다.
- [14] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 전기 임피던스 영상기술을 이용한 자기 공명 영상 시스템의 전도율 분포 영상 생성방법은, 반전 이중 에코 항정 상태 자유 세차운동(reversed double echo steady state free precession)을 위한 시퀀스에 따라 측정대상에 반복 시간마다 RF 펄스와 경사 펄스를 인가하는 단계; 임의의 반복 시간 내에서 전류가 소정의 시간 동안 측정 대상에 인가되도록 제어하는 단계; RF 펄스와 경사 펄스, 및 전류에 의해 획득된 데이터에 대해 아날로그-디지털 변환을 수행하는 단계; 및 수행하는 단계의 출력 데이터를 이용하여 측정대상의 전도율 분포에 대한 영상을 생성하는 단계를 포함한다. 이때, 측정대상에 인가되는 전류를 제어하는 단계는, 반전 이중 에코 항정 상태 펄스열의 매 반복시간 내에 SSFP-ECHO(steady-state

free-precession-echo) 영상신호와 SSFP-FID(steady-state free-precession-free-induction decay) 영상신호 사이에 교차 전류를 인가시키는 단계를 포함한다.

### 발명의 효과

- [15] 전술한 본 발명의 과제 해결 수단에 의하면, 본 발명에서 제안하는 일 예의 경우, 자기 공명 전기 임피던스 영상기술에서, 반전 이중 에코 항정 상태 자유 세차운동에 기반한 영상신호를 획득하고, 인가되는 전류 시퀀스를 적절히 제어하여 측정대상의 전도율 분포에 대한 고해상도 영상을 고속으로 생성할 수 있다.
- [16] 또한, 본 발명은 인가되는 전류 시퀀스를 적절히 제어하여 얻은 반전 이중 에코 항정 상태 자유 세차운동에 기반한 영상 신호를 기초로, 조직내의 이완시간(T1, T2) 및 각 전류 방향에 대한 전류에 의한 유도위상을 추정하여, 그에 따른 자속 밀도 정보를 추출하고, 고 해상도의 전도율 분포 영상 생성하는 것이 가능하다.

### 도면의 간단한 설명

- [17] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상시스템을 전체적으로 나타낸 블록 구성도이다.
- [18] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상시스템에 포함되는 전류 발생 제어장치를 설명하기 위한 도면이다.
- [19] 도 3은 도 1의 일부 구성을 확대하여 나타낸 블록 구성도이다.
- [20] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 항정 상태 자유 세차운동을 위한 시퀀스 모델을 설명하기 위한 도면이다.
- [21] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 각기 다른 영상 기법에 대한 위상 민감도를 나타낸다.
- [22] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 반전 이중 에코 항정 상태 자유 세차 운동을 위한 시퀀스 및 이와 동기화 된 교차 전류 인가를 설명하기 위한 도면이다.
- [23] 도 7a는 종래의 T1, T2, 전도율 분포에 대해 기준으로 사용되는 영상기법들을 통해 각각 획득된 영상을 나타낸 도면이다.
- [24] 도 7b는 본 발명의 일 실시예에 따른 반전 이중 에코 항정 상태 자기 공명 펄스열을 통해 한 번에 획득한 영상을 나타낸 도면이다.
- [25] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 전도율 분포 영상 생성방법을 설명하기 위한 순서도이다.

### 발명의 실시를 위한 형태

- [26] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본 발명의 실시예를 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서

전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.

- [27] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 "연결"되어 있다고 할 때, 이는 "직접적으로 연결"되어 있는 경우뿐 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 "전기적으로 연결"되어 있는 경우도 포함한다. 또한 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.
- [28] 이하, 본 발명의 구체적인 실시예를 첨부한 도면을 참조하여 상세히 설명하면 다음과 같다. 다만, 본 발명의 사상은 제시되는 일 실시예에 제한되지 아니하며, 본 발명의 사상을 이해하는 동일한 사상의 범위 내에서 구성요소의 부가, 변경, 삭제, 추가 등에 의해서 다른 실시예를 쉽게 발명할 수 있을 것이나, 이 또한 본 발명의 사상의 범위 내에 포함된다고 할 것이다.
- [29] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상시스템을 전체적으로 나타낸 블록 구성도이다.
- [30] 자기 공명 영상(MRI, Magnetic Resonance Imaging)장치는 핵자기공명(NMR, Nuclear Magnetic Resonance)이라는 물리학적 원리를 영상화하기 위해 인체에 무해한 자기장과 비전리 방사선(라디오 고주파)을 이용하는 장치로서, 그 구조는 종래의 단층촬영기기의 구조와 실질적으로 동일하다.
- [31] 주자석(Main Magnet, 1)은 예컨대 사람 신체의 검사될 부분과 같은 물체의 검사 영역 내에서 핵 스핀을 분극화 또는 정렬시키기 위한 일정한 크기의 강자계를 발생시킨다.
- [32] 도 1에 도시한 바와 같이, 핵 스핀 공명을 측정하기 위해, 주자석(1)은 구형 측정 공간(M) 내에서 높은 균질성을 갖도록 강자계를 발생시킨다. 이러한 측정 공간(M) 내로 사람 신체의 검사될 부분이 들어가게 된다. 이때, 균질성 요구를 만족시키면서 시간 불변적인 작용들을 제거하기 위해서 적합한 지점에 강자성 재료로 이루어진 shim-플레이트(shim plate)가 제공될 수 있다. 또한, 시간 가변적인 작용들은 shim-전원(shim supply, 15)에 의해 구동되는 shim-코일(2)에 의해 제거된다.
- [33] 주자석(1) 내에 3개의 부분 권선으로 이루어진 원통형 경사 코일 시스템(3)이 삽입된다. 부분 권선들은 각각 증폭기(14)로부터 전류를 공급받아 평행 좌표계 상에서 개별적인 방향으로 선형 경사 필드를 발생시킨다. 여기서, 경사 코일 시스템(3)의 제 1 부분 권선은 x 방향으로 경사(gradient)(Gx)를 발생시키고, 제 2 부분 권선은 y 방향으로 경사(Gy)를 발생시키며, 제 3 부분 권선은 z 방향으로 경사(Gz)를 발생시킨다. 각각의 증폭기(14)는 디지털-아날로그 컨버터를 가지는데, 상기 디지털-아날로그 컨버터는 정확한 시간에 맞게 경사 펄스를 발생시키기 위해서 시퀀스 제어 시스템(18)에 의해 제어된다.
- [34] 도 1에서와 같이 경사 코일 시스템(3)의 내측에는 고주파 안테나(4)가 제공된다. 고주파 안테나(4)는 고주파 전력 증폭기(16)에 의해 방출되는 고주파 펄스를 교번자계(alternating field)로 변환시켜 핵을 여기시키고 물체의 검사

영역에서의 핵 스핀을 정렬시킨다. 그리고 고주파 안테나(4)는 선회하는 핵 스핀으로부터 방출된 교변자계(통상적으로, 하나 이상의 고주파 펄스 및 하나 이상의 경사 펄스로 이루어진 펄스 시퀀스)에 의해 야기되는 핵 스핀 에코 신호를 전압으로 변환한다. 이때, 고주파 안테나(4)에 의해서 변환된 전압은 증폭기(7)를 통해 고주파 시스템(22)의 고주파 수신 채널(8)로 공급된다.

- [35] 고주파 시스템(22)은 송신 채널(9)을 포함하며, 송신 채널(9)은 자기 핵 공명을 여기시키기 위한 고주파 펄스를 발생시킨다. 구체적으로, 설치 컴퓨터(20)에 의해 펄스 시퀀스가 사전에 설정되고, 시퀀스 제어 시스템(18)에서 상기 설정된 펄스 시퀀스가 디지털 방식으로 일련의 복소수로서 표시된다. 이러한 복소수 열은 실수부 및 허수부로서, 각각의 입력단(12)을 지나 고주파 시스템(22)에 결합된 디지털-아날로그 컨버터를 거쳐 송신 채널(9)로 공급된다. 그리고 송신 채널(9)은 공급된 상기 펄스 시퀀스에 상응된 복소수 열을 고주파 캐리어 신호로 변조한다. 이때, 고주파 캐리어 신호의 기본 주파수는 측정 공간(M) 내에 있는 핵 스핀의 공명 주파수에 상응한다.
- [36] 한편, 경사 코일 시스템(3)과 고주파 시스템(22) 간의 연결에 있어서, 송신 채널(9)에 의한 송신 동작으로부터 고주파 수신 채널(8)에 의한 수신 동작으로의 전환은 송수신 전환기(Duplexer, 6)에 의해 이루어진다.
- [37] 구체적으로, 고주파 안테나(4)는 핵 스핀을 여기시키기 위한 고주파 펄스를 측정 공간(M) 내로 방사하고 그에 따른 결과를 나타내는 에코 신호를 샘플링(sampling)한다. 이에 상응하여 획득된 핵 공명 신호는 고주파 시스템(22)의 수신 채널(8)에서 위상 감응(phase-sensitively) 방식을 통해 복호화되고, 상기 복호화된 측정 신호는 개별 아날로그-디지털 컨버터에 의해서 실수부 및 허수부로 변환된다.
- [38] 영상처리장치(17)는 아날로그-디지털 컨버터로부터 각각의 출력단(11)을 지나 출력된 신호 데이터를 처리하여 하나의 영상으로 재구성시킨다.
- [39] 설치 컴퓨터(20)는 측정 데이터, 영상 데이터 및 제어 프로그램을 관리한다.
- [40] 시퀀스 제어 시스템(18)은 제어 프로그램에 의한 프리 세팅에 따라 소정의 개별 펄스 시퀀스를 생성하고, 개별 펄스 시퀀스에 상응하는 k 공간(k-space)의 샘플링을 제어한다. 또한, 시퀀스 제어 시스템(18)은 정확한 시간에 경사 전환, 정해진 위상 및 진폭을 가진 고주파 펄스의 방출 및 핵공명 신호의 수신을 각각 제어한다.
- [41] 신호 합성기(signal synthesizer, 19)는 고주파 시스템(22) 및 시퀀스 제어 시스템(18)을 위한 시간축(time base)을 제공한다.
- [42] 단말장치(21)는 키패드(keypad) 및 하나 이상의 디스플레이부를 구비한다. 이러한 단말장치(21)를 통해 핵 스핀 영상을 생성하기 위한 적합한 제어 프로그램의 선택 및 생성된 핵 스핀 영상의 출력이 이루어진다.
- [43] 이하, 도 2 및 도 3을 참고하여 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 전기 임피던스 영상기술을 이용한 자기 공명 영상시스템에 대한 세부 구성을

설명한다.

- [44] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 전기 임피던스 영상기술을 이용한 자기 공명 영상시스템은 전류 발생 제어장치(100), 컨버터(200), 및 영상 획득부(300)를 포함한다. 이때, 자기 공명 영상 시스템에 포함된 각 구성은 도 2 및 도 3에 도시된 것처럼 구현될 수 있다. 다만, 이들 구성의 구현 예는 도시된 것으로 특별히 제한되는 것은 아니다.
- [45] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상시스템에 포함되는 전류 발생 제어장치를 설명하기 위한 도면이다.
- [46] 본 발명에서는 자기 공명 전기 임피던스 영상기술을 이용하여 측정대상(T)에 전류(i)를 인가 또는 입력하고, 처리 과정을 거쳐 측정대상(T)의 생체 전도를 분포에 대한 영상을 생성할 수 있다.
- [47] 전류 발생 제어장치(100)는 자기 공명 영상시스템에 사용되기 적합한 전류(i)를 생성할 수 있다. 그리고 전류 발생 제어장치(100)는 측정대상(T)에 인가되는 해당 전류(i)를 제어할 수 있다.
- [48] 전류 발생 제어장치(100)에는 적어도 하나 이상의 전극(110)이 각각 와이어(120)로 연결된다. 이때, 각 전극(110)은 측정대상(T) 상에 위치하여 측정대상(T)에 전류를 입력할 수 있다. 또한, 전류 발생 제어장치(100)는 자기 공명 영상시스템의 적어도 일부 구성과 동기화되어 동작할 수 있다.
- [49] 전류 발생 제어장치(100)는 임의의 반복 시간(TR) 내에서 전류가 소정의 시간(TC) 동안 인가되도록 제어한다. 이때, 소정의 시간(TC)은 RF 펄스가 인가되는 시간( $t_1$ ) 및 컨버터(200)가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간( $t_2$ )에 의해 결정될 수 있다.
- [50] 또한, 전류 발생 제어장치(100)는 그 용도에 따라 인가되는 전류의 크기, 측정대상(T)에 대한 전류 인가 시작 타이밍 및 전류 인가 종료 타이밍을 제어한다.
- [51] 전류 발생 제어장치(100)의 구체적인 제어 동작에 대해서는 후술하기로 한다.
- [52] 도 3은 도 1의 일부 구성을 확대하여 나타낸 블록 구성도이다.
- [53] 컨버터(200)는 자기 공명 영상시스템의 고주파 시스템(22)의 수신 채널(8)과 연결될 수 있다. 예를 들어, 컨버터(200)는 특정 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하는 ADC(analog-digital converter)일 수 있다.
- [54] 특히, 컨버터(200)는 항정 상태 자유 세차운동(steady-state free-precession, SSFP)을 위한 시퀀스에 따라 측정대상(T)에 반복 시간(TR)마다 인가된 RF 펄스 및 경사 펄스와, 인가된 전류(i)에 의해 획득된 데이터를 아날로그-디지털 변환한다.
- [55] 여기서, 항정 상태 자유 세차운동을 위한 시퀀스란 반복 시간(TR)마다 인가되는 RF 펄스 및 경사 펄스를 포함할 수 있다. 이러한 시퀀스는 연속적으로 이루어지고, 측정대상(T) 내 스핀 자화 성분은 연속적인 시퀀스에 의해 항정 상태에 도달할 수 있다.

- [56] 본 발명의 일 실시예에 따른 전류 발생 제어장치(100)는 단일 반복 시간 내에 두 개의 항정 상태 자유 세차운동 에코 신호를 획득한다. 그리고 전류 발생 제어장치(100)는 교차전류를 인가한다. 이를 반전 이중 에코 항정 상태(reversed double echo steady state, reversed, DESS) 영상 기법이라고 칭하기로 한다.
- [57] 종래의 이중 에코 항정 상태 영상기법은 펄스열의 매 반복시간 내에 먼저 SSFP-FID(steady-state free-precession-free-induction decay) 영상신호를 발생하고, 이어서 SSFP-ECHO(steady-state free-precession-echo) 영상신호를 발생하게 된다. 그러나, 본 발명의 일 실시예에 따른 반전 이중 에코 항정 상태를 이용한 영상기법은 종래의 이중 에코 항정 상태 영상기법에서의 에코 신호 형성 순서를 반전시킬 수 있다. 그리고, 반전 이중 에코 항정 상태를 이용한 영상기법은 SSFP-ECHO 신호와 SSFP-FID 신호 사이에 교차 전류를 인가시킬 수 있다. 이를 통해, 반전 이중 에코 항정 상태를 이용한 영상기법은 SSFP-FID 신호의 위상민감도를 향상시킴으로써 높은 신호대 잡음비를 갖는 유도 자속 밀도를 추출할 수 있다. 따라서 반전 이중 에코 항정 상태를 이용한 영상기법은 복원된 생체 전도율의 정확도를 높일 수 있을 뿐만아니라, 조직의 이완시간 ( $T_1$ ,  $T_2$ ) 분포의 정량적 영상화가 가능하다.
- [58] 한편, 영상 획득부(300)는 컨버터(200)의 출력 데이터를 이용하여 측정대상(T)의 전도율 분포를 정량화하여 전도율 분포에 대한 영상을 생성한다.
- [59] 이하에서는 각 구성의 동작을 보다 구체적으로 설명하기로 한다.
- [60] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 항정 상태 자유 세차운동을 위한 시퀀스 모델을 설명하기 위한 도면이다.
- [61] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 각기 다른 영상 기법에 대한 위상 민감도를 나타낸다.
- [62] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 반전 이중 에코 항정 상태 자유 세차 운동을 위한 시퀀스 및 이와 동기화된 교차 전류 인가를 설명하기 위한 도면이다.
- [63] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 도 3의 시퀀스 제어 시스템(18)에서 전류 발생 제어장치(100)는 제어 프로그램에 의한 프리 세팅에 따라 영상 신호를 생성할 수 있다. 예를 들어, 전류 발생 제어장치(100)는 도 4 와 같은 SSFP-FID 또는 SSFP-ECHO 영상신호를 생성할 수 있다.
- [64] 이때, 전류 발생 제어장치(100)는 RF 펄스가 인가되는 시간 및 컨버터(200)가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간과 구분되는 별개의 시간 동안 전류가 인가되도록 제어한다. 즉, 전류 발생 제어장치(100)는 전류가 인가되는 시간을 RF 펄스가 인가되는 시간 및 컨버터(200)가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간과 겹쳐지지 않도록 제어할 수 있다.
- [65] 만약 RF 펄스의 인가 시점과 전류의 인가 시점이 겹쳐질 경우, RF 펄스가 의도된 대로 역할을 수행할 수 없게 된다. 그러므로 영상 획득부(300)가 부정확한 영상을 출력하게 된다.
- [66] 또한, 컨버터(200)의 동작과 전류의 인가 시점이 겹쳐질 경우, 컨버터(200)는

의도하지 않은 신호까지 아날로그-디지털 변환을 수행하게 된다. 따라서, 전류는 임의의 반복 시간(TR) 내에서 소정의 시간 동안 측정대상(T)에 인가되는 것이 바람직하다. 그러므로 전류 인가 시간은 전류 발생 제어장치(100)에 의해 조절될 수 있다.

- [67] 전류 발생 제어장치(100)는 도 4에서와 같이 반복 시간(TR)마다 서로 반대의 극성을 가진 전류(I 또는 II)가 교차 인가되도록 제어할 수 있다. 이때, 서로 반대의 극성을 가진 전류는 각각 반복 시간(TR) 내 일정 시간 동안 인가될 수 있다.
- [68] 도 4에 도시된 것처럼 홀수 번째 반복 시간마다 양(+)의 극성을 가진 전류가 일정 시간 동안 인가되고, 짝수 번째 반복 시간마다 음(-)의 극성을 가진 전류가 일정 시간 동안 인가될 수 있다. 혹은 이와 반대의 순서로 전류가 교차 인가될 수도 있다.
- [69] 도 4에 도시된 인가되는 전류 I의 경우, 첫 번째 반복 시간(TR) 내 전류가 인가되는 시간이 RF 펄스로부터 에코 타임(TE) 사이에 포함되도록 도시되어 있다. 그러나, 도 4에 도시된 인가되는 전류 II에서와 같이, 첫 번째 반복 시간(TR) 내 컨버터(200)가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간과 다음 반복 시간인 두 번째 반복 시간(TR) 내 RF 펄스가 인가되는 시간 사이에 전류는 교차 인가될 수도 있다.
- [70] 즉, 도 4에 도시된 SSFP-FID와 SSFP-ECHO 펄스 시퀀스에 대응하여 도 4의 I 또는 II와 같은 교차 전류를 인가할 수 있다. 그러므로 SSFP-FID 펄스 시퀀스는 인가되는 교차 전류에 따라, SSFP-FIDI 및 SSFP-FIDII로 표기할 수 있으며, SSFP-ECHO 펄스 시퀀스는 인가되는 교차 전류에 따라, SSFP-ECHOI 및 SSFP-ECHOII로 표기할 수 있다. 그리고 영상 획득부는 SSFP-FID와 SSFP-ECHO 펄스 시퀀스 및 인가되는 교차 전류에 따라, SSFP-FIDI, SSFP-FIDII, SSFP-ECHOI 및 SSFP-ECHOII와 같이 총 4가지의 경우로 나누어서 영상 데이터를 획득할 수 있다.
- [71] 도 5는 앞서 정의한 4가지 경우의 교차 전류에 대한 위상 민감도를 나타낸 수치 모사(numerical simulation) 그래프이다. 도 5를 참조하면, 전술한 4가지 경우의 영상 기법 중, SSFP-FIDI의 영상 기법이 가장 큰 전류 대 위상 민감도를 가지는 것을 알 수 있다. 즉, SSFP-FID 펄스 시퀀스를 통해 발생하는 SSFP-FID 영상신호보다 교차 전류의 인가가 선행될 때, 가장 큰 전류 대 위상 민감도를 가지는 것을 알 수 있다.
- [72] 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른 전류 발생 제어장치(100)는 종래의 SSFP영상 기법 중 위상 민감도를 극대화하기 위하여, 외부에서 가해지는 교차 전류가 SSFP-FID영상신호 이전에 가해질 수 있도록 할 수 있다. 예를 들어, 도 6에 도시된 바와 같이, 전류 발생 제어장치(100)는 SSFP-ECHO 영상신호와 SSFP-FID 영상신호가 발생하는 시간 내에 교차 전류를 인가시킬 수 있다.
- [73] 한편, 영상 획득부(300)는 RF 펄스를 인가하기 직전의 자화양 및 RF 펄스를

인가한 직후의 자화량을 이용하여 영상의 각 픽셀이 가진 크기(magnitude) 및 위상 정보를 나타내는 교차 SSFP 신호 모델을 획득할 수 있다.

[74] 구체적으로, 전류 발생 제어장치(100)가 반복 시간(TR)마다 반대의 극성을 가진 전류를 교차 인가되도록 제어하는 경우, 영상 획득부(300)는 블로크(Bloch) 방정식의 행렬연산을 이용하여 교차 SSFP 신호 모델을 획득할 수 있다. 이때, 각 전류가 인가되는 일정 시간은 반복 시간(TR) 이내의 시간이며, RF 펄스가 인가되는 시간 및 컨버터(200)가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간과 별개의 시간이다.

[75] 또한, 영상 획득부(300)는 상술한 것과 같은 교차 SSFP 신호 모델을 기초로, SSFP-FID신호와 SSFP-ECHO신호의 여러 조합을 통해 파라미터 추정 모델을 구성하고, 이를 통해 파라미터, 즉 조직의 이완 시간(T1, T2) 및 인가되는 전류에 의한 유도 자속 밀도(Induced Magnetic Flux Density) 정보를 추출할 수 있다.

[76] 구체적으로, 전류 발생 제어장치(100)가 매 반복 시간(TR)마다 반대의 극성을 가진 전류가 반복 시간(TR) 내 일정 시간(TC) 동안 교차 인가되도록 제어하는 경우, 영상 획득부(300)는 유도 자속 밀도 정보를 추출하기 위하여, 양의 극성을 가진 전류 인가시 획득된 제 1 신호와 음의 극성을 가진 전류 인가시 획득된 제 2 신호의 비율과 그에 대응하는 교차 SSFP 신호 모델의 비율 간의 차이를 최소화시키는 과정을 수행할 수 있다. 이때, 일정 시간(TC)은 RF 펄스가 인가되는 시간(t1) 및 컨버터(200)가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간(t2)과 별개의 시간이다.

[77] 보다 구체적으로, 영상 획득부(300)는 다음과 같은 일련의 과정을 수행할 수 있다.

[78] 상술한 바와 같이, 도 6에 도시된 것과 같은 방식으로 신호를 획득하는 경우, 발생하는 SSFP-FID, SSFP-ECHO 영상신호에서의 항정 상태(steady state)에 해당하는 신호는 아래 수학식 1 및 수학식 2와 같이 표현할 수 있다.

[79] [수학식 1]

$$S_{\text{FID,ss1}}(T_1, T_2, \alpha, \phi_c) = \eta_{\text{FID}} e^{j(\kappa\phi_b + \phi_c)} \int_{-\pi}^{\pi} M_{\text{xy,ss1}}^+(T_1, T_2, \alpha, \phi_c, \phi'_g) d\phi'_g$$

$$S_{\text{FID,ss2}}(T_1, T_2, \alpha, \phi_c) = \eta_{\text{FID}} e^{j(\kappa\phi_b - \phi_c)} \int_{-\pi}^{\pi} M_{\text{xy,ss2}}^+(T_1, T_2, \alpha, \phi_c, \phi'_g) d\phi'_g$$

[81] [수학식 2]

$$\begin{aligned}
 [82] \quad S_{\text{ECHO},ss1}(T_1, T_2, \alpha, \phi_c) &= \eta_{\text{ECHO}} e^{j((\kappa-1)\phi_b + \phi_c)} \\
 &\quad \cdot \int_{-\pi}^{\pi} M_{xy,ss1}^+(T_1, T_2, \alpha, \phi_c, \phi'_g) e^{j\phi'_g} d\phi'_g \\
 S_{\text{ECHO},ss2}(T_1, T_2, \alpha, \phi_c) &= \eta_{\text{ECHO}} e^{j((\kappa-1)\phi_b - \phi_c)} \\
 &\quad \cdot \int_{-\pi}^{\pi} M_{xy,ss2}^+(T_1, T_2, \alpha, \phi_c, \phi'_g) e^{j\phi'_g} d\phi'_g.
 \end{aligned}$$

[83] 여기서,  $n$ 은 전류가 인가되는 방향에 대한 인덱스를 나타낸다. 예를 들어,  $n$ 은 2일 수 있다.  $\eta$ 는 RF 펄스와 에코 타임(TE) 사이에 조직(측정대상)이 겪는 이완현상에 의한 신호 변조를 나타낸다. 또한,  $ss1$  및  $ss2$ 는 첫번째 양(+)의 극성을 가진 전류와 두번째 음(-)의 극성을 가진 전류에 대한 항정 상태를 의미한다.

[84] 따라서, 영상 획득부(300)는 양(+)의 극성을 가진 전류와 두번째 음(-)의 극성을 가진 전류 인가에 의하여  $S_{\text{FID1}, ss1}$ ,  $S_{\text{FID1}, ss2}$ ,  $S_{\text{ECHO1}, ss1}$ ,  $S_{\text{ECHO1}, ss2}$ ,  $S_{\text{FID2}, ss1}$ ,  $S_{\text{FID2}, ss2}$ ,  $S_{\text{ECHO2}, ss1}$ , 및  $S_{\text{ECHO2}, ss2}$ 의 총 8개의 영상 데이터를 획득할 수 있다.

[85] 또한, 영상 획득부(300)는 획득된 영상신호로부터 조직의 이완 시간 및 교차 전류에 의해 형성되는 유도 자속 밀도 정보를 추출할 수 있다.

[86] 먼저, 영상 획득부(300)는 획득한 SSFP-FID, SSFP-ECHO 영상신호들에 대하여, 각각 두 개의 교차항정상 상태 신호 중 어느 하나의 곱을 통해 바탕자기장(background magnetic field)에 의해 발생한 위상신호를 추출하고, 그 어느 하나의 역을 곱하여 바탕자기장 성분이 제거된 신호를 획득할 수 있다. 이와 같은 과정은 아래 수학적식 3 및 수학적식 4로 표현할 수 있다.

[87] [수학적식 3]

$$[88] \quad \hat{S}_m = S_{m,ss1} e^{-j\hat{\phi}_b}$$

[89] [수학적식 4]

$$[90] \quad \hat{\phi}_b = \frac{1}{2} \arg\{S_{m,ss1} \cdot S_{m,ss2}\}$$

[91] 이어서, 영상 획득부(300)는 바탕자기장 성분이 제거된 각각의 영상신호들 간의 비(ratio)를 이용하여, 파라미터 추정을 위한 수학적 모델을 구성할 수 있다. 그리고 영상 획득부(300)는 구성된 수학적 모델을 통해,  $T_1$ ,  $T_2$ , 및 각 전류 방향에 대한 전류의 위상  $\phi_{c,1}$ ,  $\phi_{c,2}$ 를 추정할 수 있다. 이때,  $T_1$ ,  $T_2$ ,  $\phi_{c,1}$ , 및  $\phi_{c,2}$ 를 추정하기 위한 수학적 모델은 수학적식 5와 같다.

[92] [수학적식 5]

$$[93] \quad \Xi(\Theta) = [\xi_1(\Theta), \xi_2(\Theta), \xi_3(\Theta_1), \xi_4(\Theta_2), \xi_5(\Theta_1), \xi_6(\Theta_2)]^T$$

$$\xi_1 = \frac{\hat{S}_{\text{FID}_2}}{\hat{S}_{\text{FID}_1}}, \quad \xi_2 = \frac{\hat{S}_{\text{ECHO}_2}}{\hat{S}_{\text{ECHO}_1}}, \quad \xi_3 = \frac{\hat{S}_{\text{ECHO}_1}}{\hat{S}_{\text{FID}_1}}$$

$$\xi_4 = \frac{\hat{S}_{\text{ECHO}_2}}{\hat{S}_{\text{FID}_2}}, \quad \xi_5 = \frac{S_{\text{FID}_{1,ss1}}}{S_{\text{FID}_{1,ss2}}}, \quad \xi_6 = \frac{S_{\text{FID}_{2,ss1}}}{S_{\text{FID}_{2,ss2}}}$$

$$[94] \quad \text{수학식 5에서, } \Theta_1 = \{T_1, T_2, \phi_{c,1}\}, \Theta_2 = \{T_1, T_2, \phi_{c,2}\}, \Theta = \Theta_1 \cup \Theta_2 \text{이다.}$$

또한, 영상의 각 픽셀(r)에서 T1, T2,  $\phi_{c,1}$ , 및  $\phi_{c,2}$ 를 추출하기 위하여 영상 획득부(300)는 수학식 5에서 정의한 수학적 모델과 그에 대응하는 획득 데이터(y)를 동등화시키는 비선형역연산 문제를 정의할 수 있다. 예를 들어, 영상 획득부(300)는 수학식 6과 같이, 비선형역연산 문제를 정의할 수 있다.

[95] [수학식 6]

$$[96] \quad \Xi(\Theta(\mathbf{r})) = \mathbf{y}(\mathbf{r})$$

[97] 수학식 6에서 정의한 비선형역연산 문제는 경사하강법(gradient descent method), 가우스-뉴턴(Gauss-Newton) 방법, 또는 Levenberg-Marquardt(LM) 등의 여러 수학적 기법을 사용하여 그 해를 산출될 수 있다. 예를 들어, LM 방법을 사용하는 경우, 수학식 6의 비선형역연산 문제는 수학식 7의 최적화 문제로 재정의 될 수 있다.

[98] [수학식 7]

$$[99] \quad \arg \min_{d\Theta} \|\mathbf{J}_{\Xi}(\Theta_k)d\Theta - (\mathbf{y} - \Xi(\Theta_k))\|_2^2 + \lambda_k \|d\Theta\|_2^2$$

[100] 수학식 7에서  $\mathbf{J}_{\Xi}(\Theta_k)$ 는  $\Theta_k$  점에서  $\Xi$ 의 야코비안 행렬(Jacobian matrix)을 나타낸다. 또한, k는 반복횟수(iteration number),  $\lambda_k$ 는 조절 파라미터(regularization parameter)를 나타낸다.

[101] 결과적으로, 영상 획득부(300)는 수학식 7의 최적화 문제를 통해 산출된,  $\phi_{c,1}$  및  $\phi_{c,2}$ 를 이용하여 아래 수학식 8을 통해 유도 자속 밀도( $\mathbf{B}_{z,1}$ ,  $\mathbf{B}_{z,2}$ )를 계산할 수 있다.

[102] [수학식 8]

$$[103] \quad B_{z,n}(\mathbf{r}) = \frac{\hat{\phi}_{c,n}(\mathbf{r})}{\gamma T_c}, \quad n = 1, 2.$$

[104] 도 7a는 종래의 조직의 이완 시간(T1, T2) 및 전도율 분포에 대해 기준으로 사용되는 영상기법들을 통해 각각 획득된 영상을 나타낸 도면이다. 도 7a의 좌로부터 첫 번째 영상은 반전회복 고속스핀에코 (inversion recovery turbo spin

echo, IR-TSE)영상기법으로부터 획득한 T1 분포 영상이고, 두 번째 영상은 다중에코스핀에코 (multi-echo SE)영상기법으로부터 획득한 T2 분포 영상이다. 세 번째 내지 다섯 번째 영상은 종래의 스핀에코 기반 MREIT 영상 기법으로부터 40분의 영상시간을 통해 획득한 영상이다. 이때, 세 번째 및 네 번째 영상은 양 직교 방향의 전류 인가에 따른 유도 자속 밀도 영상이며, 다섯 번째 영상은 복원된 전도율 분포 영상을 나타낸다.

[105] 도 7b는 본 발명의 일 실시예에 따른 반전 이중 에코 항정 상태 자기 공명 펄스열을 통해 획득한 영상을 나타낸 도면이다. 이때, 영상의 재생 시간은 약 5분이다. 도 7b의 좌로부터 첫 번째 및 두 번째 영상은 T1 및 T2 분포 영상이고, 세 번째 및 네 번째 영상은 양 직교 방향의 전류 인가에 따른 유도 자속 밀도 영상이며, 다섯 번째 영상은 복원된 전도율 분포 영상을 나타낸다.

[106] 도 7a 및 도 7b를 참조하면, 종래의 스핀에코 자기 공명 펄스열에 기반한 MREIT 영상 기법을 사용한 경우에 비하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상시스템은 획기적으로 빠른 영상 획득 시간 내에 비슷한 질의 전도율 분포 영상을 획득할 수 있다. 또한, 자기 공명 영상시스템은 종래의 스핀에코 자기 공명 펄스열에 기반한 MRIET 영상 기법에서는 획득할 수 없었던 조직내의 이완시간(T1, T2)시간을 동시에 추출할 수 있다. 그러므로 자기 공명 영상시스템은 자기 공명 전기 임피던스 영상 데이터를 고속으로 획득하고 정확한 전도율 복원이 가능하여, 생체 내의 전도율 분포에 대한 영상을 고화질로 생성할 수 있다.

[107] 추가적으로, 본 발명의 다른 실시예에 따른 자기 공명 전기 임피던스 영상기술을 이용한 자기 공명 영상시스템은 위에서 설명한 구성 외에 정보 분석장치(미도시)를 더 포함한다.

[108] 정보 분석장치(미도시)는 자기 공명 영상 시스템 내 일부 구성과 연결되어, 교차 SSFP 신호 모델을 기초로 추출된 유도 자속 밀도 정보에 대한 신호 대 잡음비(SNR)를 예측할 수 있다.

[109] 상술한 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 반전 이중 에코 항정 상태를 이용한 자기 공명 전기 임피던스 영상 시스템은 종래의 이중 에코 항정 상태 영상 기법을 각색하여 두 에코 신호 형성 순서를 반전시켜 교차 전류를 인가시키고, 획득한 영상 신호를 간의 여러 조합으로 구성된 파라미터 추정 모델로부터 조직의 이완 시간(T1, T2), 및 인가되는 전류에 의한 유도 자속 밀도(Induced Magnetic Flux Density)의 예측이 가능해지고, 사용자에게 편의성을 제공해줄 수 있다.

[110] 한편, 본 발명에서 제안하는 반전 이중 에코 항정 상태 자기 공명 전기 임피던스 영상기술(MREIT)을 이용한 전도율 분포 영상 생성방법에 대하여 도 8을 참고하여 후술하기로 한다

[111] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 전도율 분포 영상 생성방법을 설명하기 위한 순서도이다.

- [112] 우선, 자기 공명 영상시스템은 반전 이중 에코 항정 상태 자유 세차운동(Reversed Dual Echo Steady State Free Precession)을 위한 시퀀스에 따라 측정대상(T)에 반복 시간(TR)마다 RF 펄스와 경사 펄스를 인가할 수 있다(S100).
- [113] 또한, 자기 공명 영상시스템은 측정대상(T)에 인가되는 전류(i)를 제어하되, 임의의 반복 시간(TR) 내에서 전류(i)가 소정의 시간(TC) 동안 인가되도록 제어할 수 있다(S200). 이때, 소정의 시간(TC)은 RF 펄스가 인가되는 시간( $t_1$ ) 및 자기 공명 영상시스템 내 컨버터가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간( $t_2$ )에 의해 결정되는 것이 바람직하다.
- [114] 구체적으로, 자기 공명 영상시스템은, RF 펄스가 인가되는 시간( $t_1$ ) 및 컨버터가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간( $t_2$ )과 구분되는 별개의 시간 동안 전류(i)가 인가되도록 제어할 수 있다.
- [115] 일 예에 따르면, 자기 공명 영상시스템은 제어하는 단계(S200)를 통해, 반복 시간(TR)마다 반대의 극성을 가진 전류가 반복 시간(TR) 내 일정 시간 동안 교차 인가되도록 제어할 수 있다.
- [116] 이때, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 반전 이중 에코 항정상 상태 펄스열의 매 반복 시간 내에 SSFP-ECHO 영상신호와 SSFP-FID 영상신호 사이에 교차 전류를 인가시킬 수 있다.
- [117] 이어서, RF 펄스와 경사 펄스, 및 전류(i)에 의해 획득된 데이터에 대해 아날로그-디지털 변환이 수행된다(S300).
- [118] 다음으로, 자기 공명 영상시스템은 변환을 수행하는 단계(S300)의 출력 데이터를 이용하여 조직의 이완 시간(T1, T2), 및 측정대상(T)의 전도율 분포에 대한 영상을 생성할 수 있다(S400).
- [119] 구체적으로, RF 펄스를 인가하기 직전의 자화양 및 RF 펄스를 인가한 직후의 자화양을 이용하여 조직의 이완 시간(T1, T2)과 전류에 의한 유도 자속 밀도 정보가 반영된 영상의 각 픽셀이 가진 크기 및 위상 정보를 나타내는 교차 SSFP 신호 모델이 획득될 수 있다.
- [120] 이렇게 획득된 교차 SSFP 신호 모델을 기초로, 인가되는 전류(i)에 의한 유도 자속 밀도 정보가 추출될 수 있다.
- [121] 지금까지 설명한 본 발명의 일 실시예에 따른 전도율 분포 영상 생성방법의 경우, 기존의 이중 에코 항정 상태 자유 세차운동을 위한 펄스시퀀스에서 SSFP-FID와 SSFP-ECHO 영상신호가 발생하는 시간 순서를 반전시켜, SSFP-FID 영상신호의 전류에 대한 위상 민감도를 향상시킬 수 있다. 따라서, 높은 신호대 잡음비를 갖는 유도 자속 밀도 정보를 추출할 수 있다. 또한, 반전 이중 에코 항정 상태 영상기법으로부터 획득한 영상신호들의 조합으로 구성된 파라미터 추정 모델을 통해, 조직의 이완 시간(T1, T2) 분포의 정량적 영상화가 가능하다. 또한, 획기적으로 빠른 속도로 전도율 분포에 대한 고해상도 영상을 생성할 수 있고, 인가되는 전류에 대한 영상의 위상 민감도를 향상시켜 인가해야 하는 전류의 양을 감소시킬 수 있다.

- [122] 본 발명의 일 실시예는 컴퓨터에 의해 실행되는 프로그램 모듈과 같은 컴퓨터에 의해 실행가능한 명령어를 포함하는 기록 매체의 형태로도 구현될 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체는 컴퓨터에 의해 액세스될 수 있는 임의의 가용 매체일 수 있고, 휘발성 및 비휘발성 매체, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다. 또한, 컴퓨터 판독가능 매체는 컴퓨터 저장 매체 및 통신 매체를 모두 포함할 수 있다. 컴퓨터 저장 매체는 컴퓨터 판독가능 명령어, 데이터 구조, 프로그램 모듈 또는 기타 데이터와 같은 정보의 저장을 위한 임의의 방법 또는 기술로 구현된 휘발성 및 비휘발성, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다. 통신 매체는 전형적으로 컴퓨터 판독가능 명령어, 데이터 구조, 프로그램 모듈, 또는 반송파와 같은 변조된 데이터 신호의 기타 데이터, 또는 기타 전송 매커니즘을 포함하며, 임의의 정보 전달 매체를 포함한다.
- [123] 본 발명의 방법 및 시스템은 특정 실시예와 관련하여 설명되었지만, 그것들의 구성 요소 또는 동작의 일부 또는 전부는 범용 하드웨어 아키텍처를 갖는 컴퓨터 시스템을 사용하여 구현될 수 있다.
- [124] 전술한 본 발명의 설명은 예시를 위한 것이며, 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 쉽게 변형이 가능하다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다. 예를 들어, 단일형으로 설명되어 있는 각 구성 요소는 분산되어 실시될 수도 있으며, 마찬가지로 분산된 것으로 설명되어 있는 구성 요소들도 결합된 형태로 실시될 수 있다.
- [125] 본 발명의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

## 청구범위

- [청구항 1] 자기 공명 전기 임피던스 영상기술(magnetic resonance electrical impedance tomography)을 이용한 자기 공명 영상시스템에 있어서,  
 임의의 반복 시간 내에서 소정의 시간 동안 측정대상에 전류가  
 인가되도록 제어하는 전류 발생 제어장치;  
 반전 이중 에코 항정 상태 자유 세차운동(reversed double echo steady state free precession)을 위한 시퀀스에 따라 상기 측정대상에 반복 시간마다  
 인가된 RF 펄스와 경사 펄스, 및 상기 전류에 의해 획득된 데이터에 대해  
 아날로그-디지털 변환을 수행하는 컨버터; 및  
 상기 컨버터의 출력 데이터를 이용하여 상기 측정대상의 전도율 분포에  
 대한 영상을 생성하는 영상 획득부를 포함하되,  
 상기 전류 발생 제어장치는 반전 이중 에코 항정 상태 펄스열의 매  
 반복시간 내 에 SSFP-ECHO(steady-state free-precession-echo) 영상신호와  
 SSFP-FID(steady-state free-precession-free-induction decay) 영상신호  
 사이에 교차 전류를 인가시키는 것인,  
 자기 공명 영상시스템.
- [청구항 2] 제 1 항에 있어서,  
 상기 전류 발생 제어장치는 상기 RF 펄스가 인가되는 시간 및 상기  
 컨버터가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간과 구분되는 별개의  
 시간 동안 상기 전류가 인가되도록 제어하는,  
 자기 공명 영상시스템.
- [청구항 3] 제 2 항에 있어서,  
 상기 전류 발생 제어장치는 상기 반복 시간마다 반대의 극성을 가진  
 전류가 상기 반복 시간 내 일정 시간 동안 교차 인가되도록 제어하는,  
 자기 공명 영상시스템.
- [청구항 4] 제 1 항에 있어서,  
 상기 영상 획득부는 상기 RF 펄스를 인가하기 직전의 자화양 및 상기 RF  
 펄스를 인가한 직후의 자화양을 이용하여,  
 조직의 이완 시간에 대한 영상의 각 픽셀이 가진 크기(magnitude) 및 위상  
 정보를 나타내는 교차 SSFP(steady-state free-precession) 신호 모델을  
 획득하고,  
 상기 교차 SSFP 신호의 모델을 기초로 상기 인가되는 전류에 의한 유도  
 자속 밀도 정보를 추출하는,  
 자기 공명 영상시스템.
- [청구항 5] 제 4 항에 있어서,  
 상기 전류 발생 제어장치는 상기 반복 시간마다 반대의 극성을 가진  
 전류가 상기 반복 시간 내 일정 시간 동안 교차 인가되도록 제어하고,

상기 영상 획득부는 상기 교차 SSFP 신호 모델과, 파라미터 추정 모델을 이용하여 상기 조직의 이완시간 및 각 전류 방향에 대한 전류의 위상을 추출하고,

상기 각 전류 방향에 대한 전류의 위상으로부터 상기 인가되는 전류에 의한 유도 자속 밀도 정보를 추출하되,

상기 파라미터 추정 모델은 양의 극성을 가진 전류 인가시 획득된 제 1 신호와 음의 극성을 가진 전류 인가시 획득된 제 2 신호의 비율 및 획득한 교차 SSFP 영상 신호들에 기초하여 생성된 것인, 자기 공명 영상시스템.

[청구항 6]

자기 공명 전기 임피던스 영상기술(magnetic resonance electrical impedance tomography)을 이용한 자기 공명 영상시스템의 전도율 분포 영상 생성방법에 있어서,

반전 이중 에코 항정 상태 자유 세차운동(reversed double echo steady state free precession)을 위한 시퀀스에 따라 측정대상에 반복 시간마다 RF 펄스와 경사 펄스를 인가하는 단계;

임의의 반복 시간 내에서 상기 전류가 소정의 시간 동안 상기 측정 대상에 인가되도록 제어하는 단계;

상기 RF 펄스와 경사 펄스, 및 상기 전류에 의해 획득된 데이터에 대해 아날로그-디지털 변환을 수행하는 단계; 및

상기 수행하는 단계의 출력 데이터를 이용하여 상기 측정대상의 전도율 분포에 대한 영상을 생성하는 단계를 포함하되,

상기 측정대상에 인가되는 전류를 제어하는 단계는,

반전 이중 에코 항정 상태 펄스열의 매 반복시간 내에

SSFP-ECHO(steady-state free-precession-echo) 영상신호와

SSFP-FID(steady-state free-precession-free-induction decay) 영상신호

사이에 교차 전류를 인가시키는 단계를 포함하는,

전도율 분포 영상 생성방법.

[청구항 7]

제 6 항에 있어서,

상기 제어하는 단계는 상기 RF 펄스가 인가되는 시간 및 상기 컨버터가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간과 구분되는 별개의 시간 동안 상기 전류가 인가되도록 제어하는,

전도율 분포 영상 생성방법.

[청구항 8]

제 7 항에 있어서,

상기 인가되는 전류를 제어하는 단계는 상기 반복 시간마다 반대의 극성을 가진 전류가 상기 반복 시간 내 일정 시간 동안 교차 인가되도록 제어하는,

전도율 분포 영상 생성방법.

[청구항 9]

제 6 항에 있어서,

상기 영상을 생성하는 단계는,

영상 획득부를 통하여, 상기 RF 펄스를 인가하기 직전의 자화양 및 상기 RF 펄스를 인가한 직후의 자화양을 이용하여, 조직의 이완 시간과 전류에 의한 유도 자속 밀도 정보가 반영된 영상의 각 픽셀이 가진 크기 및 위상 정보를 나타내는 교차 SSFP(steady-state free-precession) 신호 모델을 획득하는 단계; 및

상기 영상 획득부를 통하여, 상기 교차 SSFP 신호의 모델을 기초로 상기 인가되는 전류에 의한 유도 자속 밀도 정보를 추출하는 단계를 포함하는, 전도율 분포 영상 생성방법.

[청구항 10]

제 9 항에 있어서,

상기 영상을 생성하는 단계는,

전류 발생 제어장치를 통하여, 상기 반복 시간마다 반대의 극성을 가진 전류가 상기 반복 시간 내 일정 시간 동안 교차 인가되도록 제어하는 단계;

상기 영상 획득부를 통하여, 상기 교차 SSFP 신호 모델과, 파라미터 추정 모델을 이용하여 상기 조직의 이완시간 및 각 전류 방향에 대한 전류의 위상을 추출하는 단계; 및

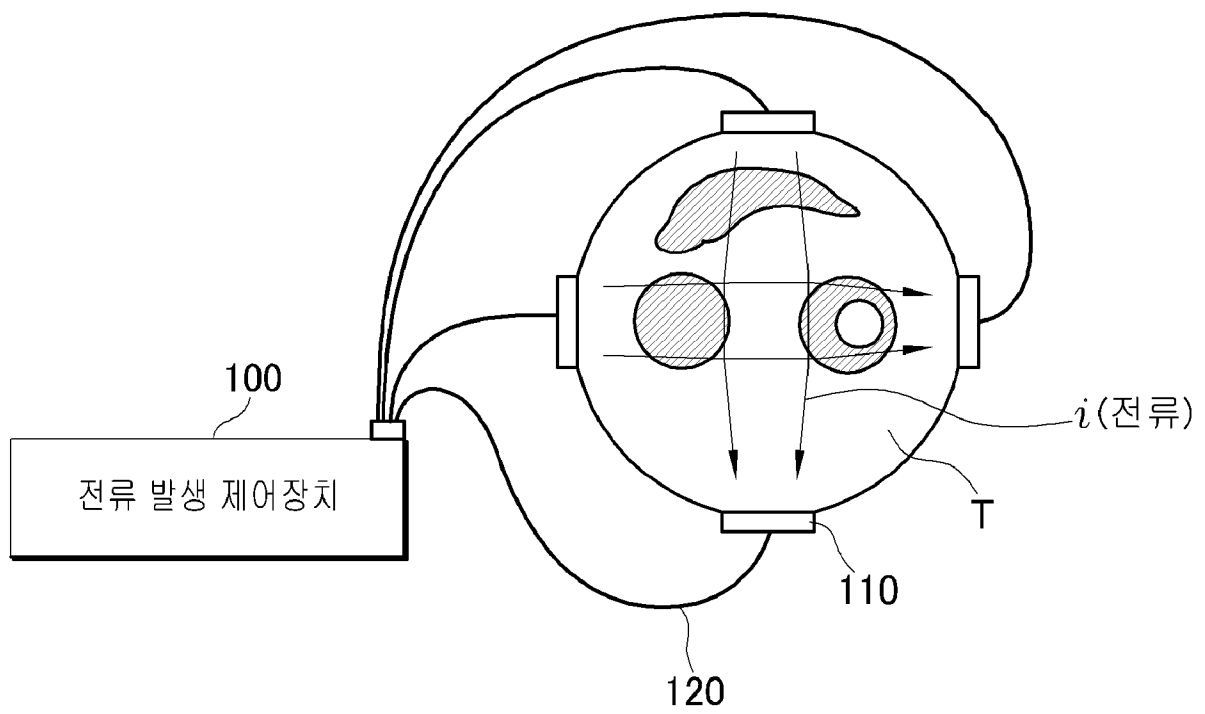
상기 영상 획득부를 통하여, 상기 각 전류 방향에 대한 전류의 위상으로부터 상기 인가되는 전류에 의한 유도 자속 밀도 정보를 추출하는 단계를 포함하되,

상기 파라미터 추정 모델은 양의 극성을 가진 전류 인가시 획득된 제 1 신호와 음의 극성을 가진 전류 인가시 획득된 제 2 신호의 비율 및 획득한 교차 SSFP 영상 신호들에 기초하여 생성된 것인,

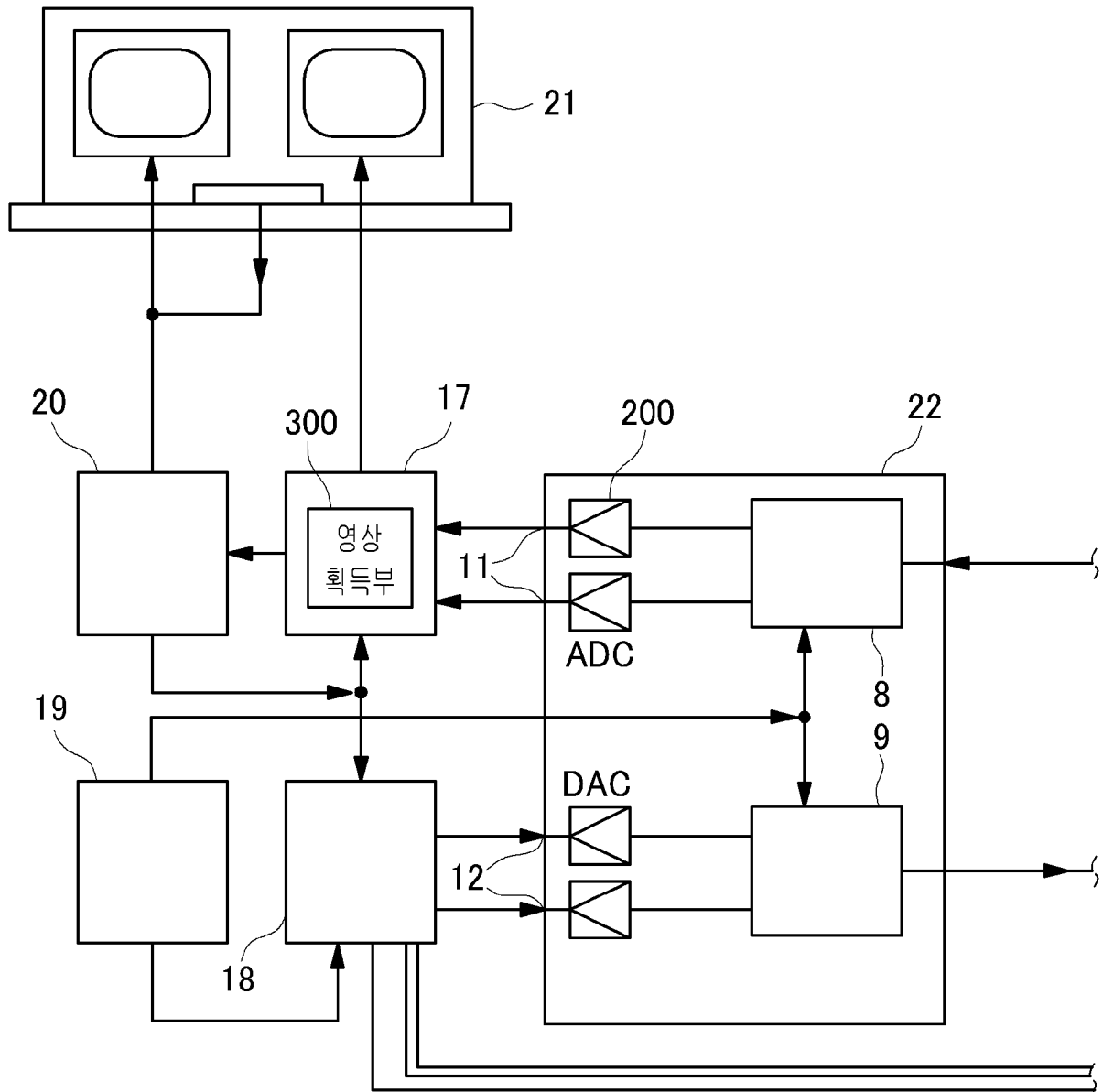
전도율 분포 영상 생성방법.



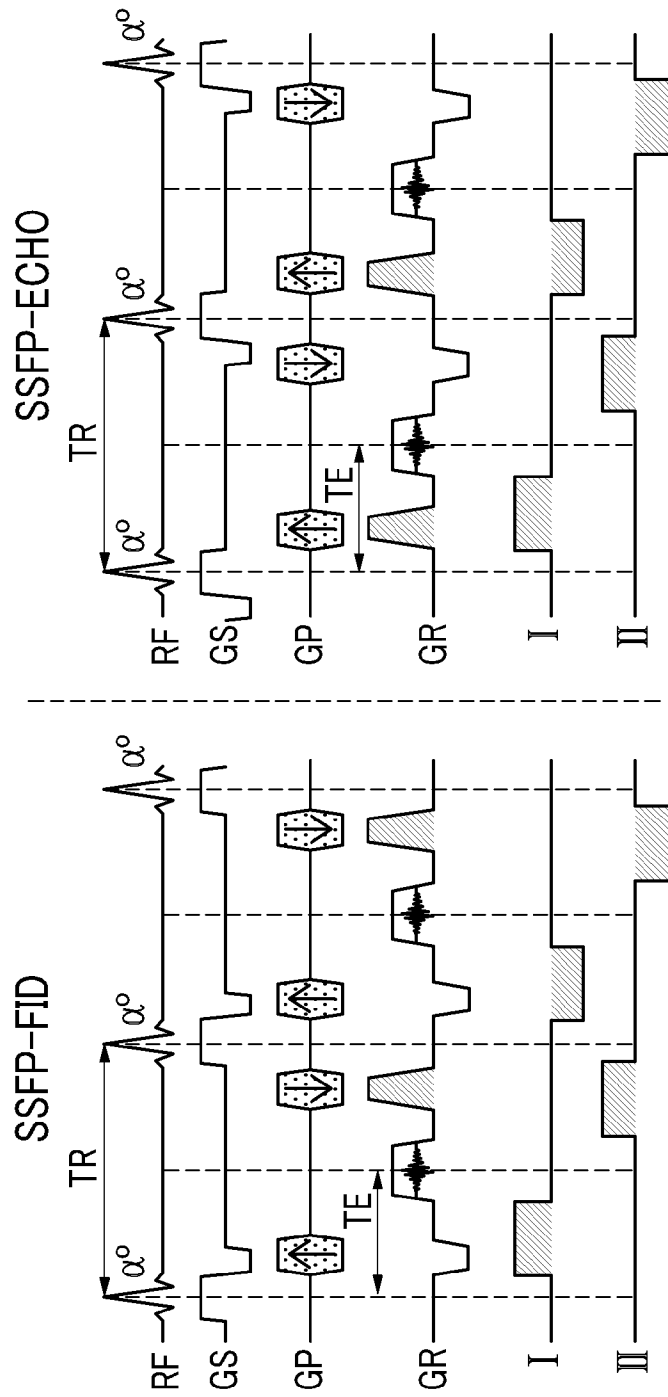
[도2]



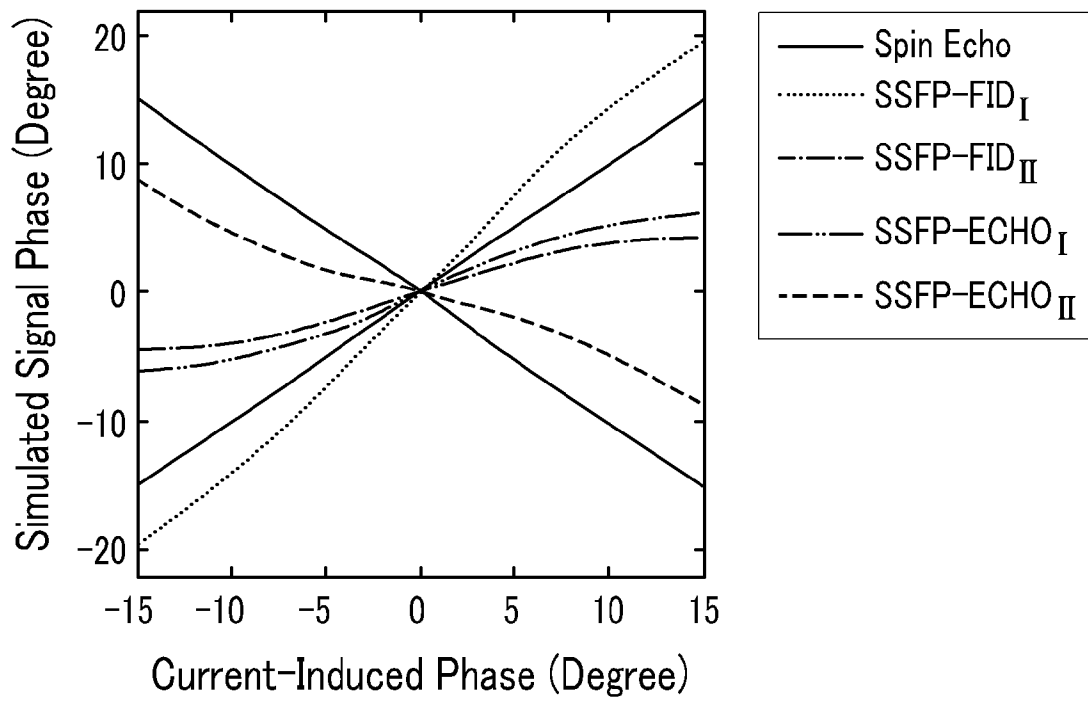
[도3]



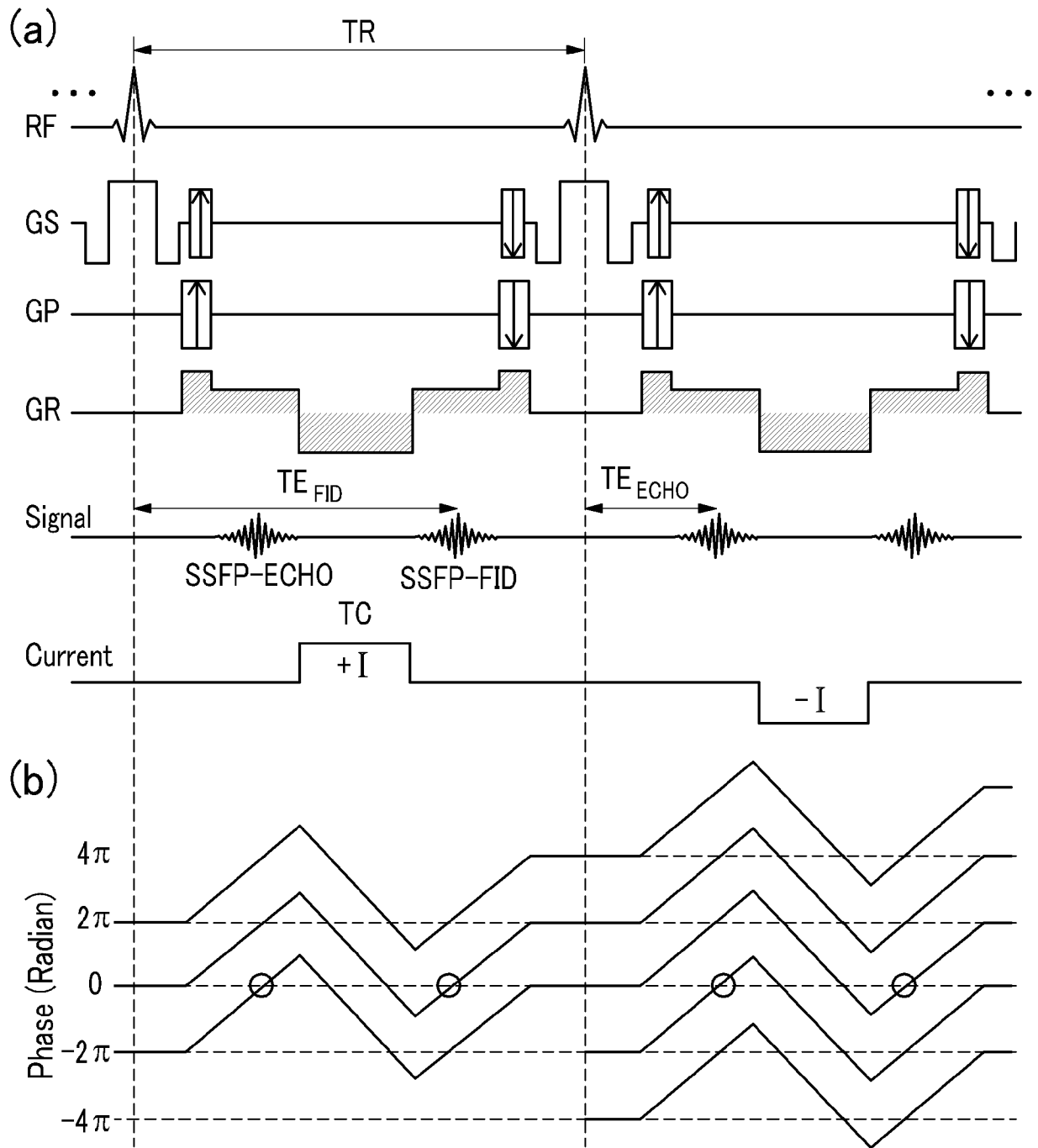
[도4]



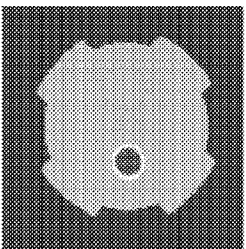
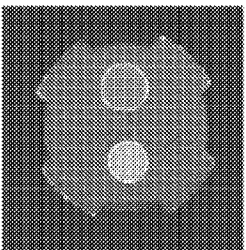
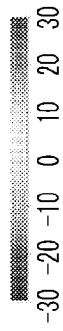
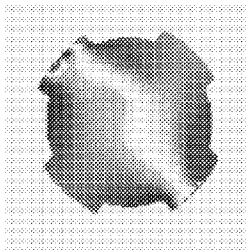
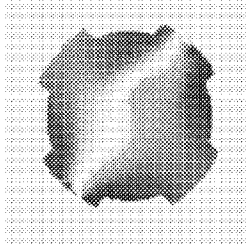
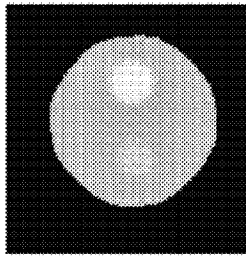
[도5]



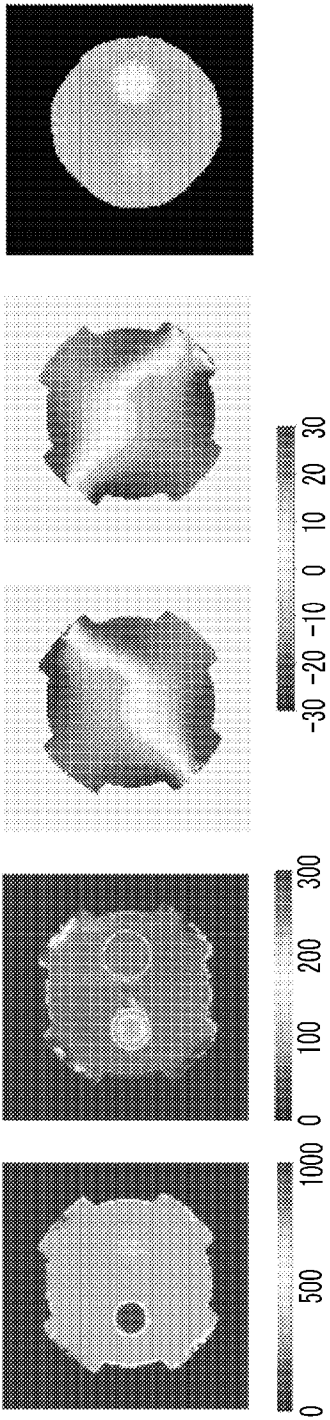
[도6]



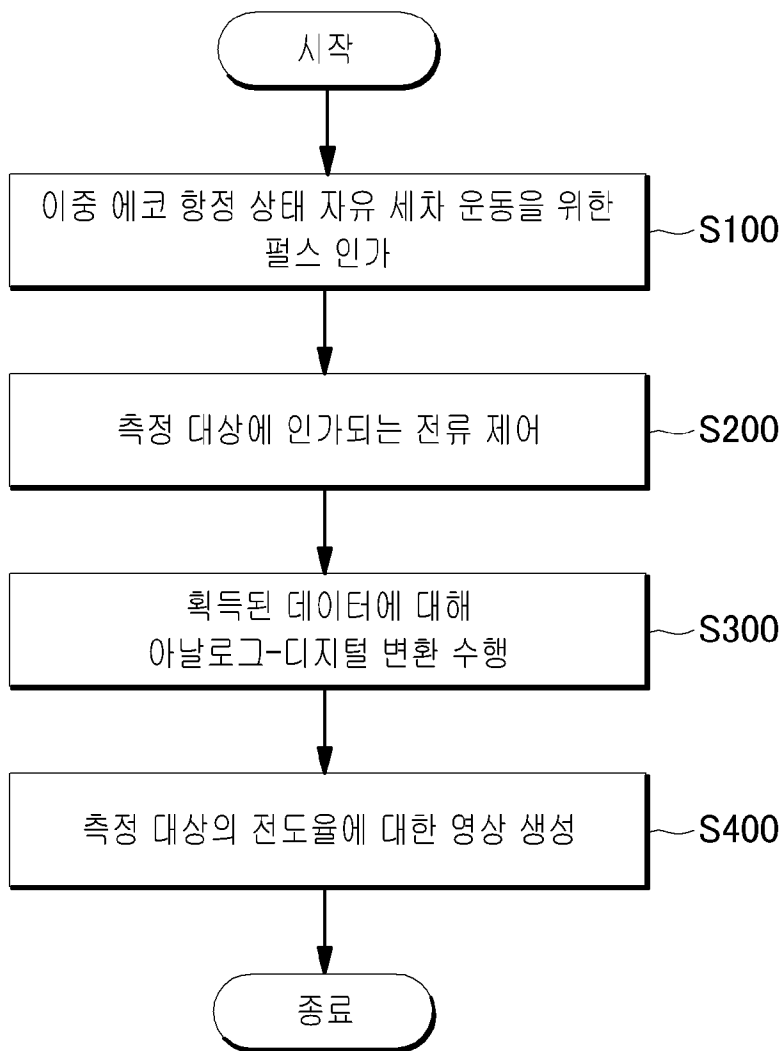
[도7a]



[도7b]



[도8]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

**PCT/KR2016/007443****A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER****A61B 5/055(2006.01)i, G01R 33/36(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 33/483; G01R 33/561; G01R 33/48; G01R 33/36

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) &amp; Keywords: magnetic resonance, echo, steady state, precession, SSFP, DESS, FID, induced magnetic flux

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                                   | Relevant to claim No. |
|-----------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| A         | KR 10-2002-0097017 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC.) 31 December 2002<br>See abstract, claims 1-4 and figure 1. | 1-10                  |
| A         | JP 05-253209 A (HITACHI LTD.) 05 October 1993<br>See abstract, paragraphs [10]-[19] and figure 1.                                    | 1-10                  |
| A         | KR 10-2005-0050261 A (WOO, Eung Je et al.) 31 May 2005<br>See abstract, claim 1 and figure 1.                                        | 1-10                  |
| A         | US 2014-0218027 A1 (FAUTZ) 07 August 2014<br>See abstract, claims 1-15 and figures 1-10.                                             | 1-10                  |
| A         | JP 2013-176672 A (TOSHIBA CORP. et al.) 09 September 2013<br>See abstract, claims 1-4 and figures 5, 6.                              | 1-10                  |



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

“&amp;” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

14 OCTOBER 2016 (14.10.2016)

Date of mailing of the international search report

**14 OCTOBER 2016 (14.10.2016)**

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/KR2016/007443**

| Patent document<br>cited in search report | Publication<br>date | Patent family<br>member                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | Publication<br>date                                                                                                                                                                                                                                                    |
|-------------------------------------------|---------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| KR 10-2002-0097017 A                      | 31/12/2002          | CN 1247151 C<br>CN 1395904 A<br>JP 2003-010148 A<br>JP 3891799 B2<br>US 2002-0196019 A1<br>US 6819104 B2                                                                                                                                                                                                                                                               | 29/03/2006<br>12/02/2003<br>14/01/2003<br>14/03/2007<br>26/12/2002<br>16/11/2004                                                                                                                                                                                       |
| JP 05-253209 A                            | 05/10/1993          | NONE                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |                                                                                                                                                                                                                                                                        |
| KR 10-2005-0050261 A                      | 31/05/2005          | AU 2003-285798 A1<br>EP 1581110 A2<br>EP 1581110 B1<br>EP 1689295 A2<br>EP 1689295 B1<br>EP 1952764 A2<br>EP 1952764 A3<br>EP 1952764 B1<br>KR 10-0570202 B1<br>KR 10-0642837 B1<br>KR 10-0660557 B1<br>US 2006-0224061 A1<br>US 2007-0088210 A1<br>US 7440796 B2<br>US 7514921 B2<br>WO 2004-062464 A2<br>WO 2004-062464 A3<br>WO 2005-051163 A2<br>WO 2005-051163 A3 | 10/08/2004<br>05/10/2005<br>11/04/2007<br>16/08/2006<br>17/06/2009<br>06/08/2008<br>06/05/2009<br>05/05/2010<br>12/04/2006<br>10/11/2006<br>26/12/2006<br>05/10/2006<br>19/04/2007<br>21/10/2008<br>07/04/2009<br>29/07/2004<br>07/10/2004<br>09/06/2005<br>28/07/2005 |
| US 2014-0218027 A1                        | 07/08/2014          | DE 102013201814 A1                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     | 07/08/2014                                                                                                                                                                                                                                                             |
| JP 2013-176672 A                          | 09/09/2013          | JP 2009-165817 A<br>JP 5502308 B2<br>US 2009-0160440 A1<br>US 8148981 B2                                                                                                                                                                                                                                                                                               | 30/07/2009<br>28/05/2014<br>25/06/2009<br>03/04/2012                                                                                                                                                                                                                   |

**A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))****A61B 5/055(2006.01)i, G01R 33/36(2006.01)i****B. 조사된 분야**

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61B 5/055; G01R 33/483; G01R 33/561; G01R 33/48; G01R 33/36

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) &amp; 키워드: 자기공명, 에코, 항정, 세차운동, SSFP, DESS, FID, 유도 자속 밀도

**C. 관련 문헌**

| 카테고리* | 인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재                                                                | 관련 청구항 |
|-------|-------------------------------------------------------------------------------------------|--------|
| A     | KR 10-2002-0097017 A (지이 메디컬 시스템즈 글로벌 테크놀러지 캄파니 엘엘씨) 2002.12.31<br>요약, 청구항 1-4 및 도면 1 참조. | 1-10   |
| A     | JP 05-253209 A (HITACHI LTD.) 1993.10.05<br>요약, 문단번호 [10]-[19] 및 도면 1 참조.                 | 1-10   |
| A     | KR 10-2005-0050261 A (우웅제 등) 2005.05.31<br>요약, 청구항 1 및 도면 1 참조.                           | 1-10   |
| A     | US 2014-0218027 A1 (FAUTZ) 2014.08.07<br>요약, 청구항 1-15 및 도면 1-10 참조.                       | 1-10   |
| A     | JP 2013-176672 A (TOSHIBA CORP. 등) 2013.09.09<br>요약, 청구항 1-4 및 도면 5,6 참조.                 | 1-10   |

☐ 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

“&amp;” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

“P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

국제조사의 실제 완료일

2016년 10월 14일 (14.10.2016)

국제조사보고서 발송일

2016년 10월 14일 (14.10.2016)

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<br>인용된 특허문헌 | 공개일        | 대응특허문헌                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 | 공개일                                                                                                                                                                                                                                                                    |
|-----------------------|------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| KR 10-2002-0097017 A  | 2002/12/31 | CN 1247151 C<br>CN 1395904 A<br>JP 2003-010148 A<br>JP 3891799 B2<br>US 2002-0196019 A1<br>US 6819104 B2                                                                                                                                                                                                                                                               | 2006/03/29<br>2003/02/12<br>2003/01/14<br>2007/03/14<br>2002/12/26<br>2004/11/16                                                                                                                                                                                       |
| JP 05-253209 A        | 1993/10/05 | 없음                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |                                                                                                                                                                                                                                                                        |
| KR 10-2005-0050261 A  | 2005/05/31 | AU 2003-285798 A1<br>EP 1581110 A2<br>EP 1581110 B1<br>EP 1689295 A2<br>EP 1689295 B1<br>EP 1952764 A2<br>EP 1952764 A3<br>EP 1952764 B1<br>KR 10-0570202 B1<br>KR 10-0642837 B1<br>KR 10-0660557 B1<br>US 2006-0224061 A1<br>US 2007-0088210 A1<br>US 7440796 B2<br>US 7514921 B2<br>WO 2004-062464 A2<br>WO 2004-062464 A3<br>WO 2005-051163 A2<br>WO 2005-051163 A3 | 2004/08/10<br>2005/10/05<br>2007/04/11<br>2006/08/16<br>2009/06/17<br>2008/08/06<br>2009/05/06<br>2010/05/05<br>2006/04/12<br>2006/11/10<br>2006/12/26<br>2006/10/05<br>2007/04/19<br>2008/10/21<br>2009/04/07<br>2004/07/29<br>2004/10/07<br>2005/06/09<br>2005/07/28 |
| US 2014-0218027 A1    | 2014/08/07 | DE 102013201814 A1                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     | 2014/08/07                                                                                                                                                                                                                                                             |
| JP 2013-176672 A      | 2013/09/09 | JP 2009-165817 A<br>JP 5502308 B2<br>US 2009-0160440 A1<br>US 8148981 B2                                                                                                                                                                                                                                                                                               | 2009/07/30<br>2014/05/28<br>2009/06/25<br>2012/04/03                                                                                                                                                                                                                   |