(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2013 년 10 월 10 일 (10.10.2013)

WIPO | PCT

(10) 국제공개번호
WO 2013/151349 A1

(51) 국제특허분류:
A61B 5/055 (2006.01)

(21) 국제출원번호: PCT/KR2013/002807

(22) 국제출원일: 2013 년 4 월 4 일 (04.04.2013)

(25) 출원언어: 한국어

(26) 공개언어: 한국어

(30) 우선권정보:
10-2012-0035696 2012 년 4 월 5 일 (05.04.2012) KR

(71) 출원인: **고려대학교 산학협력단 (KOREA UNIVERSITY RESEARCH AND BUSINESS FOUNDATION)** [KR/KR]; 136-075 서울시 성북구 안암동 5 가 1, Seoul (KR).

(72) 발명자: **박재석 (PARK, Jae Seok)**; 136-728 서울시 성북구 화랑로 214, 106 동 501 호 (석관동, 석관래미안아파트), Seoul (KR). **이현열 (LEE, Hyun Yeol)**; 158-857 서울시 양천구 중앙로 52 길 57, 503 호 (신정동, 신정동 913-4 아파트), Seoul (KR).

(74) 대리인: **특허법인 엠에이피에스 (MAPS INTELLECTUAL PROPERTY LAW FIRM)**; 137-810 서울시 서초구 사평대로 343, 4 층(반포동, 제일약품빌딩), Seoul (KR).

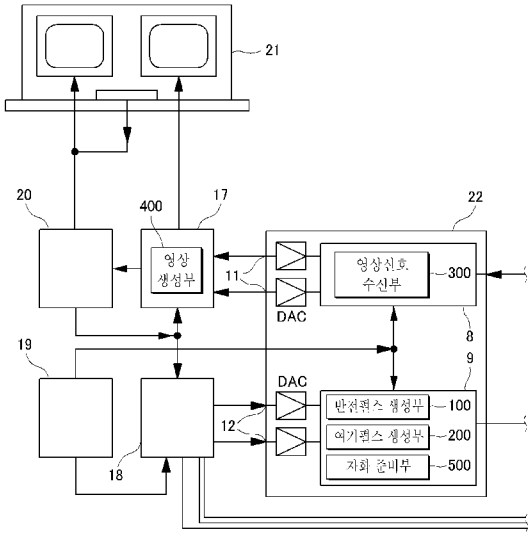
(81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY,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

공개:
— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

(54) **Title**: MAGNETIC RESONANCE IMAGING APPARATUS CAPABLE OF ACQUIRING SELECTIVE GRAY MATTER IMAGE, AND MAGNETIC RESONANCE IMAGE USING SAME

(54) **발명의 명칭** : 선택적 회질 영상을 획득할 수 있는 자기공명영상 장치 및 이를 이용한 자기공명영상 획득방법



100 ... Inversion pulse generating unit
200 ... Excitation pulse generating unit
300 ... Image signal receiving unit
400 ... Image generating unit
500 ... Magnetization preparing unit

(57) **Abstract**: In order to reduce the long period of time required for acquiring a gray matter image and the signal to noise ratio (SNR) of said gray matter image when using a double inversion recovery technique, the magnetic resonance imaging apparatus according to the present invention comprises: an inversion pulse generating unit for applying inversion pulses to a living body to suppress a white matter image signal; an excitation pulse generating unit for applying RF excitation pulses to the living body after the inversion time caused by the inversion pulses so as to induce a magnetization; an image signal receiving unit for acquiring a first final image signal and a second final image signal from a first echo train and a second echo train in an RF refocusing pulse train, respectively, after the application of the RF excitation pulse; and an image generating unit for generating a gray matter image from the first and second final image signals.

(57) **요약서**: 본 발명에 따른 자기공명영상 장치는 이중반전회복 기법의 오랜 영상 획득 시간, 회질 영상 신호대잡음비(SNR) 감소 부분을 개선하고자, 백질 영상신호를 억제시키도록 생체에 대하여 반전펄스를 인가하는 반전펄스 생성부; 생체에 자화를 여기시키도록 상기 반전펄스에 의한 반전시간 이후에 RF 여기 펄스(RF excitation pulse)를 인가하는 여기펄스 생성부; 그 RF 여기 펄스를 인가 이후에 RF 재초점 펄스열(RF refocusing pulse train) 내 제 1 및 제 2 에코열로부터 제 1 및 제 2 최종 영상신호를 각각 획득하는 영상신호 수신부; 및 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 회질 영상을 생성하는 영상 생성부를 포함한다.

WO 2013/151349 A1

명세서

발명의 명칭: 선택적 회질 영상을 획득할 수 있는 자기공명영상 장치 및 이를 이용한 자기공명영상 획득방법

기술분야

[1] 본 발명은 자기공명영상 장치 및 이러한 자기공명영상 장치를 이용하여 자기공명영상을 획득하는 방법에 관한 것으로, 보다 구체적으로는 선택적 회질 영상을 획득할 수 있는 자기공명영상 장치 및 자기공명영상 획득방법에 관한 것이다.

배경기술

[2] 최근 자기공명영상(MRI, Magnetic Resonance Imaging) 장치를 이용하여 인체에 대한 횡축 방향, 세로축 방향, 사선 방향 등의 영상을 획득하고, 이러한 영상을 통해 피검사자의 상태를 검사 및 진단하는 경우가 늘어나고 있다.

[3] 보다 정확한 진단을 위하여 높은 해상도와 대조도를 갖는 영상 획득 기법에 대한 연구가 진행 중에 있고, 특히 자기공명영상 장치에서 획득되는 최종 영상 내에 관심 있는 정보와 관련된 영상, 예를 들어, 회질 정보만이 선택적으로 표시되도록 처리하는 기법에 대한 연구가 진행 중에 있다.

[4] 이러한 회질 영상을 선택적으로 획득하는 기법 중에 이중반전회복(Double Inversion Recovery) 기법이 있는데, 도 1을 참고하여 이 기법에 대하여 설명한다.

[5] 도 1은 자기공명영상 장치에 적용된 이중반전회복 기술에 따라 선택적 회질 영상을 획득하는 과정에 대하여 설명하기 위한 도면이다.

[6] 이중반전회복 기법에서는 데이터 획득을 위한 펄스열 이전에 두 개의 반전펄스가 각각 인가된다. 첫 번째 반전 펄스가 인가되어 뇌척수액의 신호가 억제되도록 종축 자화 준비가 되면 긴 반전시간이 필요하게 되고, 두 번째 반전 펄스를 인가되어 백질의 신호가 억제되도록 종축 자화 준비가 되면 짧은 반전시간이 필요하게 된다. 이러한 두 개의 반전펄스가 매 펄스열의 반복 시마다 인가되고, 회질 신호만이 데이터 획득 기간에 잔류되도록 하여 회질 영상이 선택적으로 획득되게 된다.

[7] 이러한 기법에 대하여 소개한 논문은 다음과 같다. Pouwels P. et al., "Human Gray Matter: Feasibility of Singel-Slab 3D Double Inversion-Recovery High-Spatial-Resolution MR Imaging", Radiology, 2006; 241:873-879.

[8] 다만, 이중반전회복 기법은 두 개의 반전펄스 및 각각 길고 짧은 반전시간을 사용하기 때문에 매우 긴 영상 획득 시간이 필요하다는 문제점과, 최종 영상 복원을 위한 데이터 획득 기간에 잔류하는 회질 신호의 크기가 감소함에 따라 획득한 회질 영상의 신호대잡음비(SNR, Signal to Noise Ratio)가 낮아진다는 문제점이 있었다. 이러한 문제점으로 인해 기존 이중반전회복 기법은 고해상도 영상 특히, 회질 영상을 고속으로 획득하는 데에 어려움이 있었다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

[9] 본 발명은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 본 발명의 일부 실시예는 백질 영상신호를 억제하기 위한 하나의 반전 펄스만을 인가하고, 짧은 반전시간만을 필요로 함에 따라 영상 획득에 걸리는 시간을 단축하면서 높은 SNR을 가지는 뇌 회질 영상을 선택적으로 고속 획득하는 자기공명영상 장치를 제공하는 데에 그 목적이 있다.

[10] 또한 본 발명은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 본 발명의 일부 실시예는 영상의 인코딩을 위한 두 개의 연속적인 에코열로부터 각각 획득한 영상신호를 독립적으로 처리하여 높은 SNR을 가지는 고해상도 뇌 회질 영상을 선택적으로 획득하는 자기공명영상 장치를 제공하는 데에 다른 목적이 있다.

과제 해결 수단

[11] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 발명의 제 1 측면(일 실시예)에 따른 자기공명영상 장치는, 백질 영상신호를 억제시키도록 생체에 대하여 반전펄스를 인가하는 반전펄스 생성부; 상기 생체에 자화를 여기시키도록 상기 반전펄스에 의한 반전시간 이후에 RF 여기 펄스(RF excitation pulse)를 인가하는 여기펄스 생성부; 상기 RF 여기 펄스 인가 이후에 RF 재초점 펄스열(RF refocusing pulse train) 내 제 1 및 제 2 에코열로부터 제1 및 제 2 최종 영상신호를 각각 획득하는 영상신호 수신부; 및 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 회질 영상을 생성하는 영상 생성부를 포함하고, 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호는 1회 이상 상기 제 1 및 제 2 에코열로부터 각각 획득된 제 1 및 제 2 영상신호에 의해 형성된 것이다.

[12] 특히, 상기 영상신호 수신부는 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호를 각각 제 1 K 공간과 제 2 K 공간에 독립적으로 재배치하되, 상기 제 1 최종 영상신호는 제 1 K 공간의 중심에서 바깥 방향으로 재배치되고, 상기 제 2 최종 영상신호는 제 2 K 공간의 바깥에서 중심 방향으로 재배치될 수 있다.

[13] 특히, 상기 제 1 최종 영상신호는 회질 영상신호와 제 1 뇌척수액 영상신호를 포함하고, 상기 제 2 최종 영상신호는 제 2 뇌척수액 영상신호를 포함할 수 있다.

[14] 이때, 상기 제 1 뇌척수액 영상신호의 강도와 상기 제 2 뇌척수액 영상신호의 강도가 서로 동일하도록 상기 RF 재초점 펄스열의 숙임각(flip angle)을 설정할 수 있다.

[15] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 발명의 제 1 측면(일 실시예)에 따른 자기공명영상 장치는, 백질 영상신호를 억제시키도록 생체에 대하여 반전펄스를 인가하는 반전펄스 생성부; 상기 생체에 자화를 여기시키도록 상기 반전펄스에 의한 반전시간 이후에 RF 여기 펄스(RF excitation pulse)를 인가하는 여기펄스 생성부; 상기 RF 여기 펄스 인가 이후에 RF

재초점 펄스열(RF refocusing pulse train) 내 제 1 및 제 2 에코열로부터 제1 및 제 2 최종 영상신호를 각각 획득하는 영상신호 수신부; 및 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 회질 영상을 생성하는 영상 생성부를 포함하고, 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호는 1회 이상 상기 제 1 및 제 2 에코열로부터 각각 획득된 제 1 및 제 2 영상신호에 의해 형성된 것이다.

[16] 특히, 상기 영상신호 수신부는 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호를 각각 제 1 K 공간과 제 2 K 공간에 독립적으로 재배치하되, 상기 제 1 최종 영상신호는 제 1 K 공간의 중심에서 바깥 방향으로 재배치되고, 상기 제 2 최종 영상신호는 제 2 K 공간의 바깥에서 중심 방향으로 재배치될 수 있다.

[17] 특히, 상기 제 1 최종 영상신호는 회질 영상신호와 제 1 뇌척수액 영상신호를 포함하고, 상기 제 2 최종 영상신호는 제 2 뇌척수액 영상신호를 포함할 수 있다.

[18] 이때, 상기 제 1 뇌척수액 영상신호의 강도와 상기 제 2 뇌척수액 영상신호의 강도가 서로 동일하도록 상기 RF 재초점 펄스열의 숙임각(flip angle)을 설정할 수 있다.

[19] 이때, 상기 회질 영상신호의 강도가 미리 설정된 값 이상이 되도록 상기 RF 재초점 펄스열의 숙임각(flip angle)을 설정할 수 있다.

[20] 또한, 본 발명의 제 2 측면(다른 실시예)에 따른 자기공명영상 획득방법은, (a) 백질 영상신호를 억제시키도록 생체에 대하여 반전펄스를 인가하는 단계; (b) 상기 반전펄스에 의한 반전시간 이후 RF 여기 펄스(RF excitation pulse)를 인가하여 상기 생체에 자화를 여기시키는 단계; (c) 상기 RF 여기 펄스 인가 후 RF 재초점 펄스열(RF refocusing pulse train) 내 제 1 및 제 2 에코열로부터 각각 제 1 및 제 2 영상신호를 획득하는 단계; (d) 상기 (a) 단계 내지 (c) 단계를 1회 이상 수행하여 상기 제 1 및 제 2 영상신호에 의해 제 1 및 제 2 최종 영상신호를 형성하는 단계; 및 (e) 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 상기 영상을 획득하는 단계를 포함한다.

[21] 이때, 상기 (a) 단계에서 첫 번째 반전펄스를 인가하기 전에 상기 생체에 대한 종축 자화 준비를 하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[22] 특히, 상기 (e) 단계는, 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 제 1 및 제 2 재구성 영상을 각각 생성하는 단계; 및 상기 제 1 및 제 2 재구성 영상을 가중 평균 처리하여 상기 영상을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

발명의 효과

[23] 전술한 본 발명의 과제 해결 수단에 의하면, 본 발명에 따른 자기공명영상 장치 및 이를 이용하여 영상을 획득하는 방법은, 백질 영상신호 억제를 위한 반전펄스만을 인가함에 따라 긴 반전시간의 필요성을 원천적으로 제거하여 기존의 선택적 회질 영상 획득 기법에 비하여 총 영상시간을 획기적으로 단축시키는 동시에 높은 신호강도를 가지는 고해상도 회질 영상을 획득할 수 있다는 장점이 있다.

[24] 또한, 전술한 본 발명의 과제 해결 수단에 의하면, 본 발명에 따른 자기공명영상 장치 및 이를 이용하여 영상을 획득하는 방법은, 인가된 반전펄스에 의한 짧은 반전시간 이후에 인가되는 RF 여기 펄스에 의해 생성되는 최종 영상신호가 두 개의 연속적인 에코열으로부터 각각 획득되어 독립 처리됨으로써, 신호대잡음비 손실이 최소화되어 사용자가 보다 고속으로 고해상도를 갖는 선택적 회질 영상을 획득할 수 있다는 장점이 있다.

도면의 간단한 설명

[25] 도 1은 자기공명영상 장치에 적용된 이중반전회복 기술에 따라 선택적 회질 영상을 획득하는 과정에 대하여 설명하기 위한 도면,

[26] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치를 전체적으로 나타낸 블록 구성도,

[27] 도 3은 도 2의 일부 구성을 확대하여 나타낸 블록 구성도,

[28] 도 4 및 도 5는 RF 재초점 펄스열의 숙임각 설정에 대하여 설명하기 위한 도면,

[29] 도 6은 도 3의 영상신호 수신부가 획득한 제 1 및 제 2 최종 영상신호를 독립된 K 공간에 재배치하는 기법에 대하여 설명하기 위한 도면,

[30] 도 7은 도 3의 영상 생성부를 구체적으로 나타낸 블록 구성도,

[31] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치를 이용하여 획득한 선택적 회질 영상을 나타내는 도면,

[32] 도 9는 자화 준비 여부에 따른 에코 신호 크기 변화 정도를 나타내는 도면,

[33] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치에 의해 선택적 회질 영상을 획득하는 과정에 대하여 설명하기 위한 도면,

[34] 도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상을 획득하는 방법을 설명하기 위한 순서도,

[35] 도 12는 본 발명의 다른 실시예에 따른 자기공명영상을 획득하는 방법을 설명하기 위한 순서도,

[36] 도 13은 도 12에서 S1260 단계를 구체적으로 설명하기 위한 순서도이다.

발명의 실시를 위한 형태

[37] 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.

[38] 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.

[39] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치를 전체적으로 나타낸 블록 구성도이다. 여기서, 자기공명영상(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.

[40] 주자석(Main Magnet, 1)은 예컨대 사람 신체의 검사될 부분과 같은 물체의 검사 영역 내에서 핵스핀을 분극화 또는 정렬시키기 위한 일정한 크기의 강자계를 발생시킨다. 핵스핀 공명 측정을 위해 필요한 주자석의 높은 균질성은 구형 측정 공간(M) 내에서 정해지며, 이러한 측정 공간(M) 내로 사람 신체의 검사될 부분이 들어가게 된다. 이때, 균질성 요구를 만족시키면서 특히 시간 불변적인 작용들을 제거하기 위해서 적합한 지점에 소위 강자성 재료로 이루어진 심-플레이트(shim plate)가 제공된다. 시간 가변적인 작용들은 심-전원(shim supply, 15)에 의해 구동되는 심-코일(2)에 의해 제거된다.

[41] 주자석(1) 내에 3개의 부분 권선으로 이루어진 원통형 경사 코일 시스템(3)이 삽입된다. 각각의 부분 권선은 증폭기(14)에 의해서 평행 좌표계의 개별 방향으로 선형 경사 필드를 발생시키기 위해 전류를 공급받는다. 여기서, 경사 필드 시스템(3)의 제 1 부분 권선은 x 방향으로 경사(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.

[42] 경사 필드 시스템(3) 내에는 고주파 안테나(4)가 제공되며, 이런 고주파 안테나(4)는 핵을 여기시키고 검사될 물체 또는 물체의 검사될 영역에 핵스핀을 정렬시키기 위해 고주파 전력 증폭기(16)에 의해 방출되는 고주파 펄스를 교번자계(alternating field)로 변환시킨다. 고주파 안테나(4)에 의해서 선회하는 핵스핀으로부터 방출된 교번자계, 즉 통상적으로 하나 이상의 고주파 펄스 및 하나 이상의 경사 펄스로 이루어진 펄스 시퀀스에 의해 야기되는 핵스핀 에코 신호가 전압으로 변환되는데, 상기 전압은 증폭기(7)에 의해서 고주파 시스템(22)의 고주파 수신 채널(8)로 공급된다.

[43] 또한, 고주파 시스템(22)은 송신 채널(9)을 포함하는데, 이러한 송신 채널(9) 내에서 자기핵 공명을 여기시키기 위한 고주파 펄스가 발생된다. 이 경우 개별 고주파 펄스는 설치 컴퓨터(20)에 의해 사전 설정되는 펄스 시퀀스에 의해 시퀀스 제어 시스템(18) 내에서 디지털 방식으로 일련의 복소수로서 표시된다. 이러한 복소수 숫자 열은 실수부 및 허수부로서 각각의 입력단(12)을 지나 고주파 시스템(22)에 결합된 디지털-아날로그 컨버터로 공급되어서, 상기

디지털-아날로그 컨버터로부터 송신 채널(9)로 공급된다. 이때, 송신 채널(9) 내에서 펄스 시퀀스가 고주파 캐리어 신호로 변조되는데, 고주파 캐리어 신호의 기본 주파수는 측정 공간 내에 있는 핵스핀의 공명 주파수에 상응한다.

[44] 이때, 경사 필드 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 송수 전환기(Duplexer, 6)에 의해 이루어진다.

[45] 고주파 안테나(4)는 핵스핀을 여기시키기 위한 고주파 펄스를 측정 공간(M) 내로 방사하고 그 결과 나타나는 에코 신호를 샘플링(sampling)한다. 이에 상응하여 획득되는 핵공명 신호는 고주파 시스템(22)의 수신 채널(8) 내에서 위상 감응 방식으로(phase-sensitively) 복호화되어서, 개별 아날로그-디지털 컨버터에 의해서 측정 신호의 실수부 및 허수부로 변환된다. 영상처리장치(17)는 각각의 출력단(11)을 지나 영상처리장치(17)에 공급된 신호 데이터를 처리하여 하나의 영상으로 재구성시킨다.

[46] 측정 데이터, 영상 데이터 및 제어 프로그램의 관리는 설치 컴퓨터(20)에 의해서 이루어지고, 제어 프로그램에 의한 프리세팅에 의해서 시퀀스 제어 시스템(18)이 소정의 개별 펄스 시퀀스의 생성 및 이에 상응하는 K 공간의 샘플링을 제어한다.

[47] 이때, 시퀀스 제어 시스템(18)이 정확한 시간에 따른 경사 전환, 정해진 위상 및 진폭을 가진 고주파 펄스의 방출 및 핵공명 신호의 수신을 제어하고, 음향 합성기(synthesizer, 19)는 고주파 시스템(22) 및 시퀀스 제어 시스템(18)을 위한 시간축(time base)을 제공한다. 핵스핀 영상을 생성하기 위한 적합한 제어 프로그램의 선택은 생성된 핵스핀 영상의 하나의 키패드(keypad) 및 하나 이상의 디스플레이를 구비한 단말장치(21)에 의해서 이루어진다.

[48] 이하, 도 3을 참고하여 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치에 대한 세부 구성을 설명한다. 도 3은 도 2의 일부 구성을 확대하여 나타낸 블록 구성도이다.

[49] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치는, 백질 영상신호를 억제시키도록 생체에 대하여 반전펄스를 인가하는 반전펄스 생성부(100); 생체에 자화를 여기시키도록 반전펄스에 의한 반전시간(TI, Inverse Time) 이후에 RF 여기 펄스(RF excitation pulse)를 인가하는 여기펄스 생성부(200); RF 여기 펄스 인가 이후에 RF 재초점 펄스열(RF refocusing pulse train) 내 제 1 및 제 2 에코열로부터 제1 및 제 2 최종 영상신호를 각각 획득하는 영상신호 수신부(300); 및 그 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 회질 영상을 생성하는 영상 생성부(400)를 포함한다.

[50] 반전펄스 생성부(100)는 생체에 대하여 인가할 180도 반전펄스를 생성하는데, 이 반전펄스는 인가된 생체영역 내 자화성분이 양(+)에서 음(-)의 부호를 갖도록 작용한다. 반전펄스 이후 반전시간 동안 생체 내 조직이 T1 이완 현상에 따라 음에서 양으로 자화 회복하는 성질을 이용하여 백질 신호가 선택적으로 억제된

상태의 최종 영상이 획득될 수 있고, 반전펄스 생성부(100)는 도 3에 도시된 것처럼 고주파 시스템(22) 내 송신 채널(9)에 배치되거나 결합될 수 있다.

[51] 여기펄스 생성부(200)는 상술한 반전펄스 생성부(100)에 의해 반전펄스가 인가된 영역에 대하여 인가할 RF 여기 펄스를 생성하여 생체 내 자화를 여기시키고 인코딩할 영상신호를 얻을 수 있도록 반전펄스에 의한 반전시간 이후에 RF 여기 펄스를 인가한다. 여기펄스 생성부(200)도 상술한 반전펄스 생성부(100)와 마찬가지로 고주파 시스템(22) 내 송신 채널(9)에 배치되거나 결합될 수 있다.

[52] 영상신호 수신부(300)는 RF 여기 펄스 이후에 복수의 재초점 펄스를 인가함에 따라 생성되는 제1 및 제 2 최종 영상신호를 획득하는데, 회질 영상과 관련된 정보를 갖는 회질 영상신호와 제 1 뇌척수액 영상신호를 포함하는 제 1 최종 영상신호는 제 1 에코열로부터, 그리고 제 2 뇌척수액 영상신호를 포함하는 제 2 최종 영상신호는 제 2 에코열로부터 각각 획득하여 독립적으로 인코딩한다.

[53] 여기서, 제 1 및 제 2 에코열은 RF 재초점 펄스열(RF refocusing pulse train) 내에 존재하는 연속적인 펄스열을 의미하고, 제 1 및 제 2 최종 영상신호는 1회 이상 제 1 및 제 2 에코열로부터 각각 획득된 제 1 및 제 2 영상신호에 의해 형성된다. 덧붙여, 영상신호 수신부(300)는 도 3에 도시된 것처럼 고주파 시스템(22) 내 고주파 수신 채널(8)에 배치되거나 결합될 수 있다.

[54] 이때, 후술할 영상 생성부(400)에서 고해상도 회질 영상을 선택적으로 생성하기 위해서 사용자는 RF 재초점 펄스열의 숙임각에 대하여 신중하게 설정 또는 설계해야 하는데, 도 4 및 도 5를 참고하여 설명한다. 도 4 및 도 5는 RF 재초점 펄스열의 숙임각 설정에 대하여 설명하기 위한 도면이다.

[55] 숙임각(Flip Angle)이란 에너지가 낮은 상향(Parallel)으로 향하던 종자화가 에너지를 흡수하여 에너지가 높은 하향(Antiparallel, 스핀 방향성 중 여기상태)으로 바뀌는 각도를 의미한다.

[56] 기존의 이중반전회복 기법에서 뇌척수액 영상신호를 억제시키도록 인가하는 반전 펄스 및 긴 반전시간을 제거하는 대신에 본 발명은 제 1 최종 영상신호에 포함된 제 1 뇌척수액 영상신호와 제 2 최종 영상신호에 포함된 제 2 뇌척수액 영상신호를 이용하여 뇌척수액 영상신호를 억제시키면서 선택적으로 회질 영상을 획득한다. 따라서, 제 1 및 제 2 뇌척수액 영상신호가 실질적으로 동일하거나 유사한 강도를 갖도록 하면서 제 1 최종 영상신호에 포함된 회질 영상신호의 강도는 최대로 하여야 잡음 증폭이 최소화될 수 있고, 사용자는 고해상도의 인공물(artifacts) 없는 최종 영상을 획득할 수 있다.

[57] 따라서, 제 1 뇌척수액 영상신호의 강도와 상기 제 2 뇌척수액 영상신호의 강도가 서로 동일하도록 RF 재초점 펄스열의 숙임각이 설정되고, 회질 영상신호의 강도가 미리 설정된 값 이상으로 일정 수준에 다다를 수 있도록 RF 재초점 펄스열의 숙임각이 설정되는 것이 바람직하다.

[58] 도 4에 도시된 RF 재초점 펄스열의 숙임각 설정에 대한 일 실시예처럼 제 1

영상신호 또는 제 1 최종 영상신호가 획득되는 제 1 에코열은 두 구간으로 나누어 앞 구간은 가변 숙임각(VFA, Variable Flip Angle)으로, 뒤 구간은 선형적으로 증가(Linearly Increasing)하는 숙임각으로 설정되고, 제 2 영상신호 또는 제 2 최종 영상신호가 획득되는 제 2 에코열은 선형적으로 감소(Linearly Decreasing)하는 숙임각으로 설정될 수 있다.

[59] 도 5의 좌측 그래프에 도시된 것은 RF 재초점 펄스열의 숙임각 설정에 대한 다른 예이고, 도 5의 우측 그래프에 도시된 것은 다른 예에서처럼 숙임각 설정이 된 경우 백질, 회질, 뇌척수액의 에코열 내 신호진화의 모사실험의 결과이다.

[60] 모사실험의 결과에 대해 구체적으로 설명하면, 제 1 에코열 초반에서는 회질의 신호가 일정한 크기로 평평하게 진화하도록 숙임각이 계산 및 설정되어, 신호 변조에 따른 인공물 발생을 방지한다. 제 1 에코열 중반부터 끝까지는 숙임각이 180도까지 점진적으로 증가되도록 설정되어 회질의 신호강도를 최대한 높이도록 한다. 제 2 에코열의 경우 숙임각이 180도에서 점차적으로 감소하게 설정하여 뇌척수액 신호강도가 제 1 에코열에서의 뇌척수액 신호강도와 실질적으로 동일하게 되도록 한다.

[61] 또한, 영상신호 수신부(300)는 획득한 제1 및 제 2 최종 영상신호에 대하여 도 6과 같이 재배치할 수 있다. 도 6은 도 3의 영상신호 수신부가 획득한 제 1 및 제 2 최종 영상신호를 독립된 K 공간에 재배치하는 기법에 대하여 설명하기 위한 도면으로서, 제 1 및 제 2 최종 영상신호는 두 개의 K 공간에서 독립적으로 샘플링 될 수 있다.

[62] 영상신호 수신부(300)의 영상신호 재배치 방식과 관련하여 예를 들면, 영상신호 수신부(300)는 제 1 최종 영상신호를 도 6의 좌측 그림처럼 제 1 K 공간의 중심에서 바깥 방향으로 재배치하고, 제 2 최종 영상신호를 도 6의 우측 그림처럼 제 2 K 공간의 바깥에서 중심 방향으로 재배치할 수 있다. 이는 K 공간에서 저주파수 영역(중심 부근)의 신호가 복원 영상의 전반적 신호강도를 결정한다는 점에 착안한 재배치 방식이다.

[63] 이에 대하여 구체적으로 설명하면, 후술할 제 1 최종 영상신호로부터 복원되는 제 1 재구성 영상에서 회질 신호가 더욱 강조되도록 영상신호 수신부(300)는 제 1 최종 영상신호를 제 1 K 공간의 중심에서 바깥 방향으로 재배치한다. 제 2 최종 영상신호의 경우 뇌척수액의 신호 크기가 제 1 에코열의 첫 에코와 제 2 에코열의 마지막 에코에서 동등하게 되도록 숙임각을 설정하기 때문에 영상신호 수신부(300)는 제 2 최종 영상신호를 제 2 K 공간의 바깥에서 중심 방향으로 재배치한다.

[64] 아울러, 두 개의 연속적인 에코열로부터 각각 획득한 영상신호를 각각 타원형의 K 공간에 의사 랜덤한 방식으로 드문드문하게 샘플링할 수도 있는데, 이와 같은 방식을 통해 펄스열 반복 횟수를 줄일 수 있고 결과적으로 최종 영상을 획득하는 데에 걸리는 시간을 단축시킬 수 있다.

[65] 다시 도 3을 참고하면, 영상 생성부(400)는 상술한 영상신호 수신부(300)에서

생성된 제 1 및 제 2 최종 영상신호를 전달받아 그 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 선택적 회질 영상을 생성한다. 영상 생성부(400)는 영상처리 장치(17)에 배치되거나 결합될 수 있다.

[66] 영상 생성부(400)에 대하여 도 7을 참고하여 세부 구성에 대해 설명한다. 도 7은 도 3의 영상 생성부를 구체적으로 나타낸 블록 구성도이다.

[67] 영상 생성부(400)는 영상신호 수신부(300)에서 생성된 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 제 1 및 제 2 재구성 영상을 각각 생성하는 영상 재구성부(410)와, 제 1 및 제 2 재구성 영상을 가중 평균 처리하여 최종 선택적 회질 영상을 생성하는 영상 결합부(420)를 포함한다.

[68] 영상 재구성부(410)는 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 제 1 및 제 2 재구성 영상을 각각 복원하는데, 영상 재구성부(410)에는 다양한 영상복원 알고리즘이 적용될 수 있다. 영상 재구성부(410)에 적용 가능한 영상 복원 방법 혹은 알고리즘으로는 푸리에 변환, 다중코일 병렬영상 (Parallel Imaging) 기법, 압축 센싱(Compressed Sensing) 기법 등이 있다.

[69] 영상 결합부(420)는 복원된 제 1 재구성 영상과 제 2 재구성 영상에 대하여 신호 크기 가중치 계산을 수행하고, 뇌척수액 영상신호를 제거하여 최종적으로 고해상도 선택적 회질 영상이 나타나게 한다.

[70] 즉, 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치를 이용하여 획득한 선택적 회질 영상을 나타내는 도 8을 참고하면, 백질 신호가 억제된 제 1 재구성 영상과 백질 및 회질 신호가 억제된 제 2 재구성 영상을 가중치 평균 처리하여 뇌척수액 영상신호가 제거된 고해상도 회질 영상을 얻을 수 있다.

[71] 나아가, 도 3에 도시된 것처럼 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치는 첫 번째 반전펄스를 인가하기 전에 종축 자화 준비를 하는 자화 준비부(500)를 더 포함할 수 있다.

[72] 자화 준비부(500)와 관련하여 도 9를 참고하여 설명한다. 도 9는 자화 준비 여부에 따른 에코 신호 크기 변화 정도를 나타내는 도면이다.

[73] 도 9에 도시된 것처럼 자화 준비부가 없는 경우, 각 펄스열에서 발생하는 에코신호의 크기는 정상상태에 도달하기까지 초기 몇 번의 펄스열에 걸쳐서 큰 폭으로 변동한다. 이는 K 공간에 재배치되는 주변 데이터 간의 신호 크기를 불연속하게 만들고, 복원된 영상에서는 의도하지 않던 인공물로 나타나게 된다.

[74] 따라서 자화 준비부(500)는 에코신호가 빠르게 정상상태에 도달할 수 있도록 데이터획득을 위한 펄스열 이전에 종축 자화 준비용 펄스를 생성하여 인가하는데, 이와 같은 자화 준비부(500)에 의한 자화회복기간 삽입은 첫 번째 반전펄스 인가 전에 한 번만 일어나도록 할 수 있다.

[75] 도 9에 도시한 제 1 및 제 2 에코열의 뇌척수액 영상신호 변화에 대한 모사 결과를 살펴보면, 포화회복 자화 준비를 하지 않은 경우 에코신호의 변동 폭이 매우 큰 반면에, 포화회복 자화 준비를 한 경우 에코신호가 펄스열의 첫 번째 반복에서부터 안정적인 정상상태에 진입해 있음을 확인할 수 있다. 이때,

뇌척수액 영상신호는 펄스열 반복에 따라 K 공간의 중심부에 맵핑될 수 있다.

[76] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치에 의해 선택적 회질 영상을 획득하는 과정에 대하여 설명하기 위한 도면이다.

[77] 도 10에서처럼 펄스열 반복이 시작되기 전에 자화 준비부(500)가 작동할 수 있고, 펄스열 반복이 시작되면 반전펄스 생성부(100), 여기펄스 생성부(200), 영상신호 수신부(300), 영상 생성부(400)가 작동을 시작할 수 있다.

[78] 지금까지 설명한 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치를 이용하면, 백질 영상신호 억제용 반전펄스만을 인가하여 최종 영상을 획득하기까지 걸리는 시간이 획기적으로 단축될 수 있고, 인가된 RF 여기 펄스 및 재초점 펄스에 의해 생성되는 최종 영상신호가 두 개의 연속적인 에코열으로부터 각각 획득되어 독립 처리됨으로써, 신호대잡음비 손실이 줄어든 고해상도를 갖는 선택적 회질 영상이획득될 수 있다.

[79] 한편, 본 발명에 따른 자기공명영상을 획득하는 방법에 대하여 도 11 내지 도 13을 참고하여 후술하기로 한다.

[80] 도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상을 획득하는 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

[81] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치에서 영상을 획득하는 방법은, 우선 생체에 대하여 백질 영상신호를 억제시키도록 반전펄스를 인가한다(S1110).

[82] 즉, 180도 반전펄스에 의해 생체 조직의 네트(net) 자기화는 종축의 (-) 쪽으로 완전히 뒤집힌 상태가 되며, 이후 각 조직의 특성에 따라 T1이완 현상이 일어나 (+) 종축 방향으로의 자기화가 생기기 시작한다.

[83] 이러한 과정에서 조직의 종축방향으로의 네트 자기화가 0이 되는 시점이 생기는데, 180도 반전 펄스 인가 시점에서 네트 자기화가 0이 되는 시점까지의 시간을 반전시간 (TI, Inversion Time)이라고 한다. 예를 들어, 지방은 150 ms, 백질은300~400 ms, 회질은 600~700 ms, 뇌척수액은2000~2500 m의 반전시간을 갖는다.

[84] 따라서 여기 펄스는 180도 반전펄스 인가 후 신호를 억제하고자 하는 조직의 반전시간만큼 기다렸다가 가해지게 된다. 즉, 180도 반전펄스를 인가하고 300~400 ms 경과한 후에 여기 펄스를 가하여 백질 영상과 관련된 정보를 담고 있는 신호인 백질 영상 신호를 억제시킬 수 있다.

[85] 이와 같이 인가한 반전펄스에 의한 반전시간 이후 RF 여기 펄스(RF excitation pulse)를 인가하여 생체에 자화를 여기한다(S1120).

[86] RF 여기 펄스 이후에 재초점 펄스를 인가함에 따라 펄스 RF 재초점 펄스열(RF refocusing pulse train)이 발생하고, 이러한 펄스 RF 재초점 펄스열 내 제 1 및 제 2 에코열로부터 각각 제 1 영상신호와 제 2 영상신호를 획득한다(S1130).

[87] 이러한 과정은 도 10에 도시된 펄스열 반복시간에 걸쳐서 이루어지고, 이를 다시 반복 수행할지 판단하고(S1140), 판단 결과에 따라 1회 이상 수행할 수

있다.

[88] 1회 수행한 경우 제 1 및 제 2 영상신호가 제 1 및 제 2 최종 영상신호로 정해질 수 있고, 2회 이상 수행한 경우 복수의 제 1 및 제 2영상신호에 의해 제 1 및 제 2 최종 영상신호가 형성된다(S1150).

[89] 이렇게 형성된 제 1 및 제 2 최종 영상신호에 대하여 각각 영상복원 알고리즘을 적용하고, 추가적인 처리 과정을 거쳐 최종 선택적 회질 영상을 획득한다(S1160).

[90] 아울러, 도 12는 본 발명의 다른 실시예에 따른 자기공명영상을 생성하는 방법을 설명하기 위한 순서도이고, 도 13은 도 12에서 S1260 단계를 구체적으로 설명하기 위한 순서도이다.

[91] 우선 첫 번째 반전펄스를 인가하기 전에 생체에 대한 종축 자화 준비를 한다(S1210). 이를 통해 펄스열의 첫 번째 반복 시에서부터 에코신호가 안정적으로 정상 상태에 진입할 수 있게 된다.

[92] 그 생체의 관심영역에 대하여 백질 영상신호를 억제시키도록 반전펄스를 인가하고(S1220), 인가한 반전펄스에 의한 반전시간 이후 RF 여기 펄스를 인가하여 생체에 자화를 여기시킨다(S1230).

[93] RF 여기 펄스 인가 후 RF 재초점 펄스열(RF refocusing pulse train) 내 제 1 및 제 2 에코열로부터 각각 제 1 영상신호와 제 2 영상신호를 획득하는(S1240) 과정을 거친다.

[94] 이러한 과정은 펄스열 반복시간마다 이루어질 수 있는데, 이를 반복 수행할지 판단하는 과정을 거치게 된다(S1250). 다시 수행하는 경우 종축 자화 준비 없이 백질 영상신호 억제용 반전펄스가 인가되고 그 이후의 과정을 상술한 것처럼 반복하게 되는데, 위 과정을 반복 수행함에 따라 획득한 복수의 제 1 및 제 2 영상신호로부터 제 1 및 제 2 최종 영상신호가 확정된다. 이와 달리 반복 수행하지 않는 경우에는 최초에 획득한 제 1 및 제 2 영상신호로부터 제1 및 제 2 최종 영상신호가 바로 확정된다.

[95] 이와 같이 제 1 및 제 2 최종 영상신호가 위와 같은 일련의 과정을 1회 혹은 복수회 거쳐 형성된다(S1260).

[96] 이때, 도 13에 도시한 것과 같이 제 1 최종 영상신호는 제 1 K 공간의 중심에서 바깥 방향으로 재배치되고(S1262), 제 2 최종 영상신호는 제 2 K 공간의 바깥에서 중심 방향으로 재배치될 수 있다(S1264).

[97] 이렇게 제 1K 공간 및 제 2K 공간에 독립적으로 재배치된 제 1 및 제 2 최종 영상신호에 대하여 다양한 영상복원 알고리즘을 각각 적용하여 제 1 및 제 2 재구성 영상으로 각각 복원된다(S1270).

[98] 각각 생성한 제 1 및 제 2 재구성 영상에 대하여 가중치 평균 처리되어 최종 선택적 회질 영상이 생성된다(S1280). 즉, 제 1 재구성 영상은 백질 영상 신호가 억제되어 있고, 제 2 재구성 영상은 회질 및 백질 영상 신호가 억제되어 있으며, 가중치 평균 처리되면 뇌척수액 영상 신호가 억제된 선택적 회질 영상이 생성될

수 있다.

[99] 지금까지 설명한 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치에서 영상을 획득하는 방법을 이용하면, 백질 영상신호 억제용 반전펄스만을 인가하여 최종 영상을 획득하기까지 걸리는 시간이 획기적으로 단축될 수 있고, 인가된 RF 여기 펄스 및 재초점 펄스에 의해 생성되는 최종 영상신호가 두 개의 연속적인 에코열으로부터 각각 획득되어 독립 처리됨으로써, 신호대잡음비 손실이 줄어든 고해상도를 갖는 선택적 회질 영상이 획득될 수 있다.

[100] 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.

[101] 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] 자기공명영상 장치에 있어서,
백질 영상신호를 억제시키도록 생체에 대하여 반전펄스를 인가하는 반전펄스 생성부;
상기 생체에 자화를 여기시키도록 상기 반전펄스에 의한 반전시간 이후에 RF 여기 펄스(RF excitation pulse)를 인가하는 여기펄스 생성부;
상기 RF 여기 펄스 인가 이후에 RF 재초점 펄스열(RF refocusing pulse train) 내 제 1 및 제 2 에코열로부터 제1 및 제 2 최종 영상신호를 각각 획득하는 영상신호 수신부; 및
상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 회질 영상을 생성하는 영상 생성부를 포함하고,
상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호는 1회 이상 상기 제 1 및 제 2 에코열로부터 각각 획득된 제 1 및 제 2 영상신호에 의해 형성된 것인 자기공명영상 장치.

[청구항 2] 제 1 항에 있어서, 첫 번째 반전펄스를 인가하기 전에 종축 자화 준비를 하는 자화 준비부를 더 포함하는 자기공명영상 장치.

[청구항 3] 제 1 항에 있어서, 상기 영상 생성부는 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 제 1 및 제 2 재구성 영상을 각각 생성하는 영상 재구성부 및
상기 제 1 및 제 2 재구성 영상을 가중 평균 처리하여 상기 회질 영상을 생성하는 영상 결합부를 포함하는 자기공명영상 장치.

[청구항 4] 제 1 항에 있어서, 상기 영상신호 수신부는 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호를 각각 제 1 K 공간과 제 2 K 공간에 독립적으로 재배치하되,
상기 제 1 최종 영상신호는 제 1 K 공간의 중심에서 바깥 방향으로 재배치되고,
상기 제 2 최종 영상신호는 제 2 K 공간의 바깥에서 중심 방향으로 재배치되는 자기공명영상 장치.

[청구항 5] 제 1 항에 있어서, 상기 제 1 최종 영상신호는 회질 영상신호와 제 1 뇌척수액 영상신호를 포함하고,
상기 제 2 최종 영상신호는 제 2 뇌척수액 영상신호를 포함하는 자기공명영상 장치.

[청구항 6] 제 5 항에 있어서, 상기 제 1 뇌척수액 영상신호의 강도와 상기 제 2 뇌척수액 영상신호의 강도가 서로 동일하도록 상기 RF 재초점 펄스열의 숙임각(flip angle)을 설정하는 자기공명영상 장치.

[청구항 7] 제 5 항에 있어서, 상기 회질 영상신호의 강도가 미리 설정된 값

이상이 되도록 상기 RF 재초점 펄스열의 숙임각(flip angle)을 설정하는 자기공명영상 장치.

[청구항 8] 자기공명영상 획득방법에 있어서,

(a) 백질 영상신호를 억제시키도록 생체에 대하여 반전펄스를 인가하는 단계;

(b) 상기 반전펄스에 의한 반전시간 이후 RF 여기 펄스(RF excitation pulse)를 인가하여 상기 생체에 자화를 여기시키는 단계;

(c) 상기 RF 여기 펄스 인가 후 RF 재초점 펄스열(RF refocusing pulse train) 내 제 1 및 제 2 에코열로부터 각각 제 1 및 제 2 영상신호를 획득하는 단계;

(d) 상기 (a) 단계 내지 (c) 단계를 1회 이상 수행하여 상기 제 1 및 제 2 영상신호에 의해 제 1 및 제 2 최종 영상신호를 형성하는 단계; 및

(e) 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 상기 영상을 획득하는 단계

를 포함하는 자기공명영상 획득방법.

[청구항 9] 제 8 항에 있어서, 상기 (a) 단계에서 첫 번째 반전펄스를 인가하기 전에 상기 생체에 대한 종축 자화 준비를 하는 단계를 더 포함하는 자기공명영상 획득방법.

[청구항 10] 제 8 항에 있어서, 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호는 각각 제 1 K 공간과 제 2 K 공간에 독립적으로 재배치되는 자기공명영상 획득방법.

[청구항 11] 제 10 항에 있어서, 상기 제 1 최종 영상신호는 제 1 K 공간의 중심에서 바깥 방향으로 재배치되고,

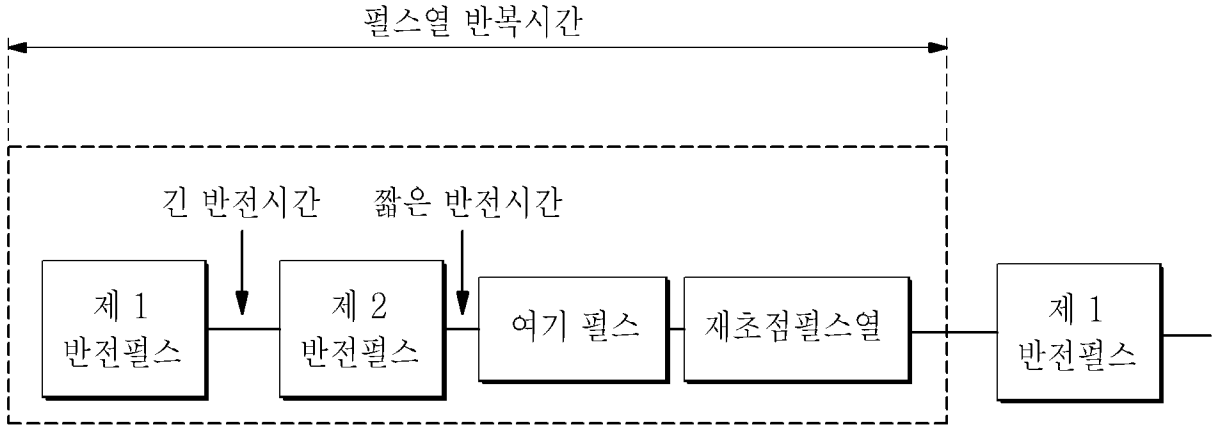
상기 제 2 최종 영상신호는 제 2 K 공간의 바깥에서 중심 방향으로 재배치되는 자기공명영상 획득방법.

[청구항 12] 제 8 항에 있어서, 상기 (e) 단계는,

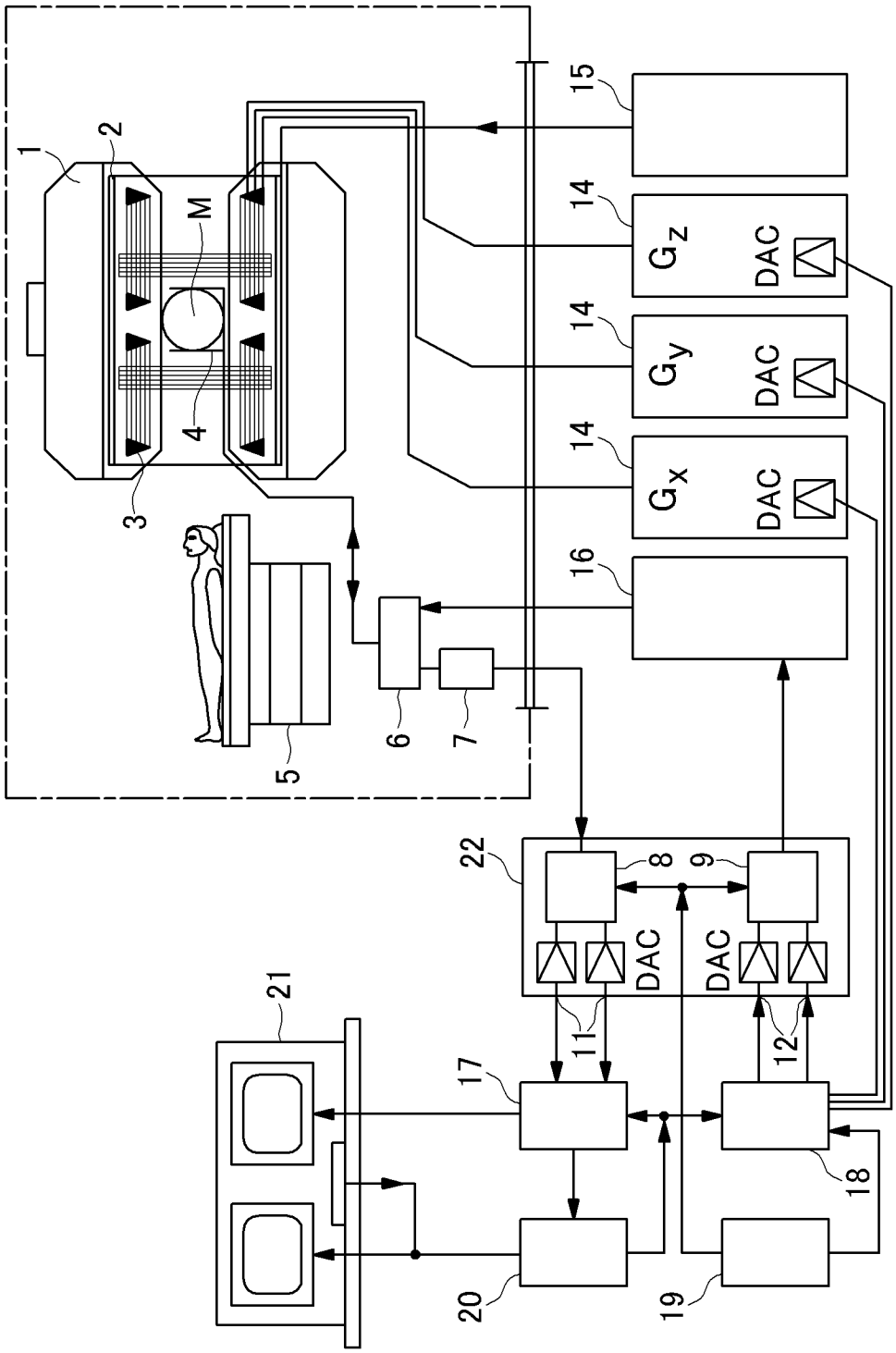
상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 제 1 및 제 2 재구성 영상을 각각 생성하는 단계; 및

상기 제 1 및 제 2 재구성 영상을 가중 평균 처리하여 상기 영상을 생성하는 단계를 포함하는 자기공명영상 획득방법.

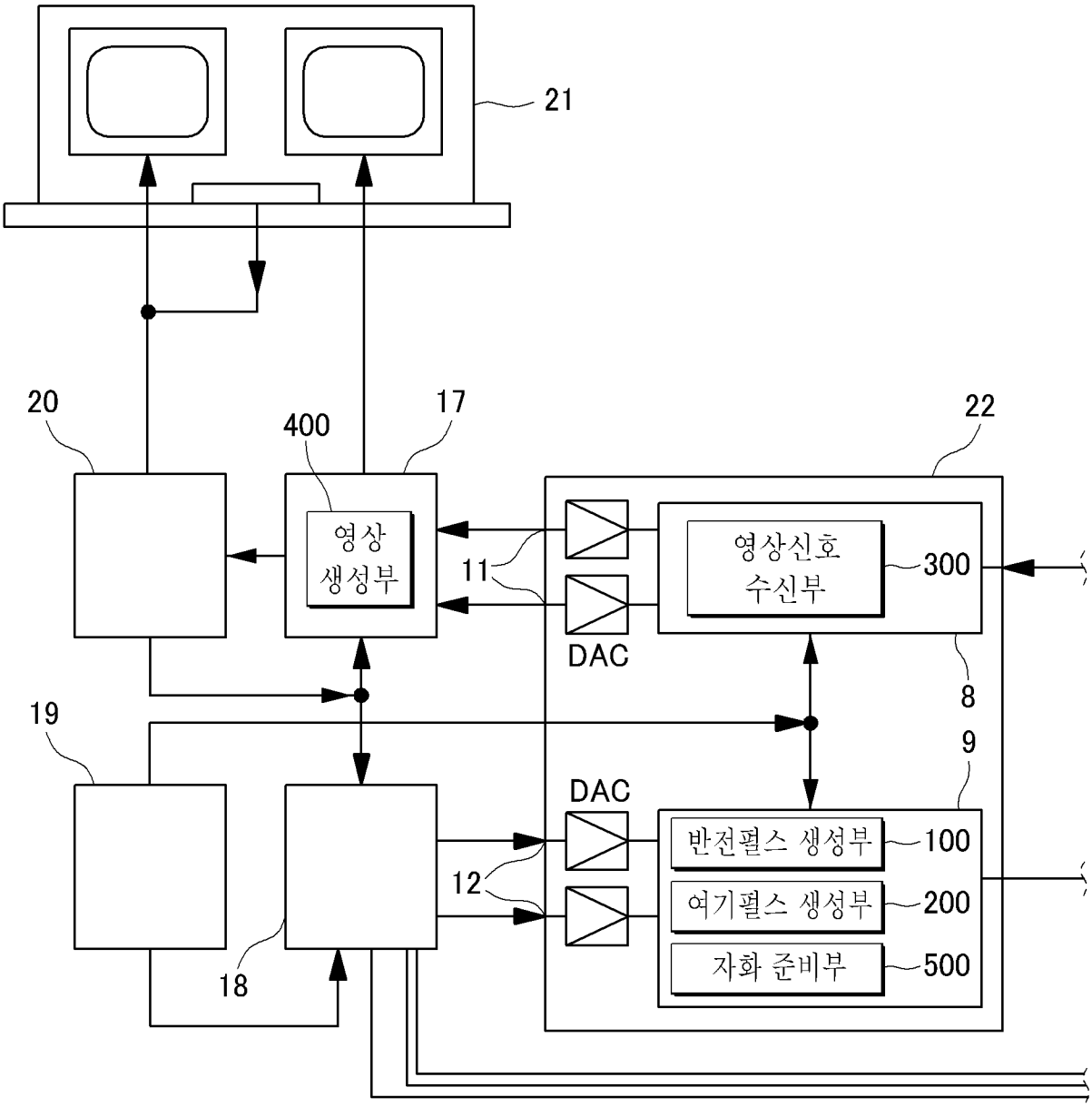
[Fig. 1]



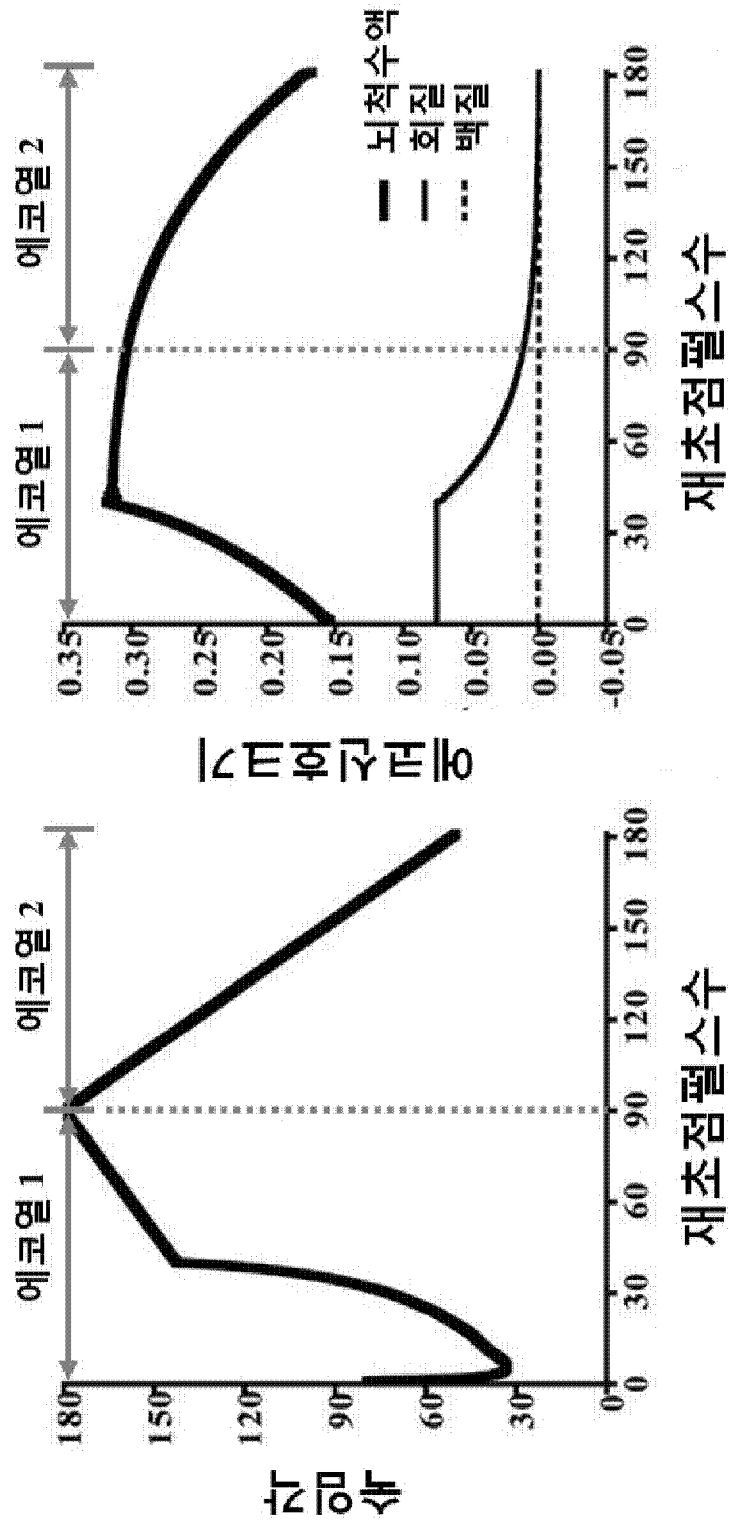
[Fig. 2]


1
2
M
4
3
5
6
7
15
14
Gz
DAC
14
Gy
DAC
14
Gx
DAC
16
22
8
9
DAC
DAC
11
12
21
17
18
20
19

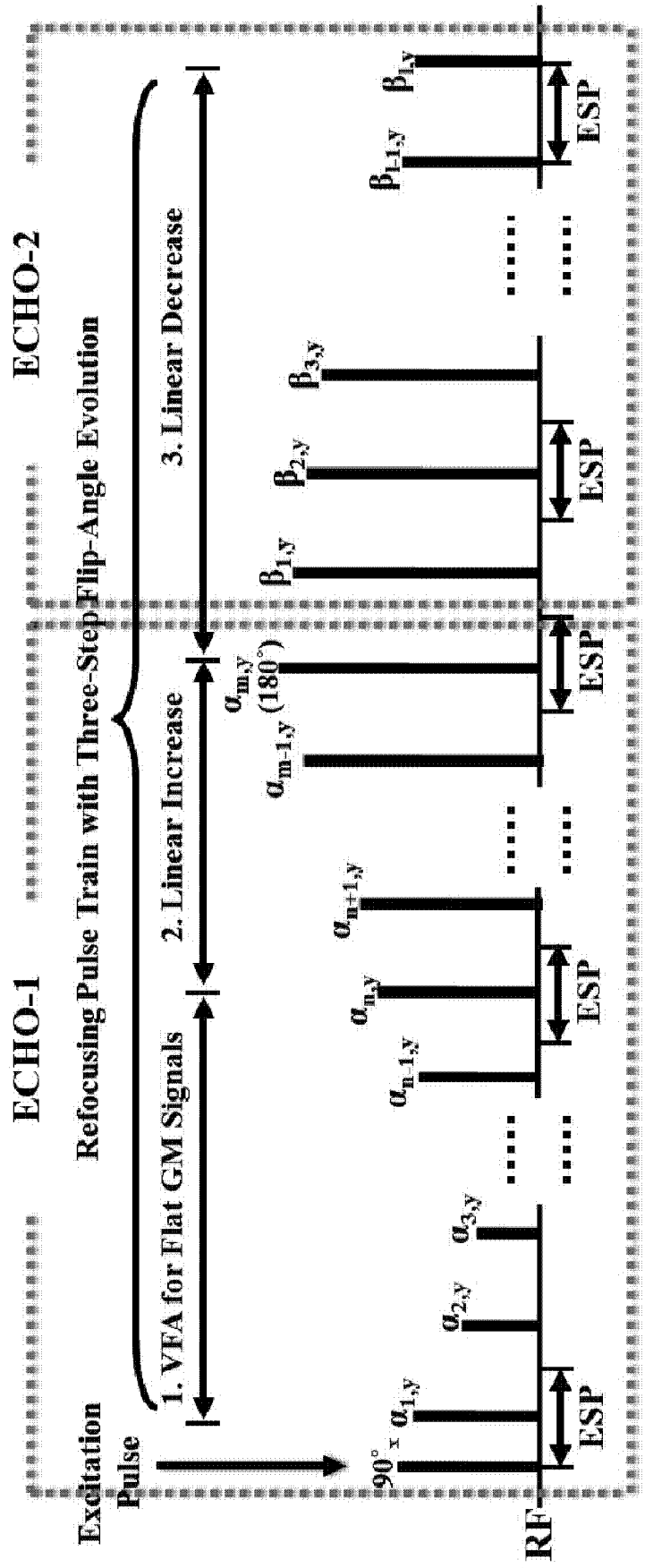
[Fig. 3]


21
20
400
17
22
영상
생성부
11
영상신호
수신부
300
DAC
8
19
9
DAC
반전펄스 생성부
100
12
여기펄스 생성부
200
자화 준비부
500
18

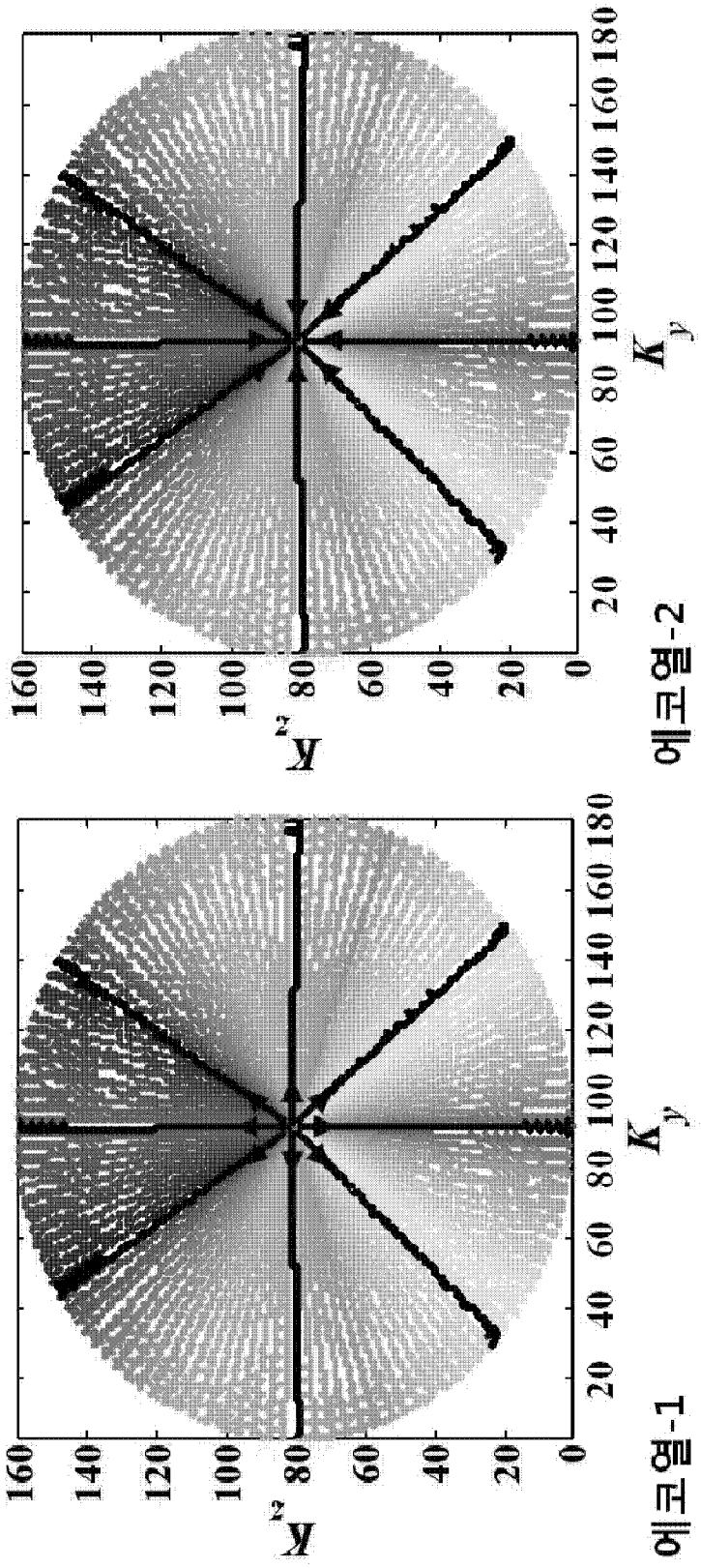
[Fig. 4]


에코열 2
에코열 1
뇌척수액
회질
백질
0.35
0.30
0.25
0.20
0.15
0.10
0.05
0.00
-0.05
0
30
60
90
120
150
180
재초점펄스수
에코진폭크기
에코열 2
에코열 1
180
150
120
90
60
30
0
0
30
60
90
120
150
180
재초점펄스수
위상각

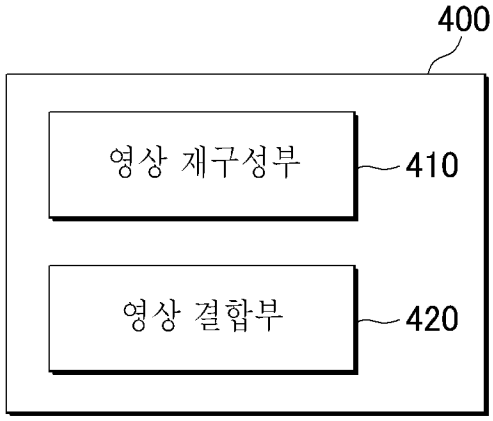
[Fig. 5]


ECHO-1
ECHO-2
Refocusing Pulse Train with Three-Step Flip-Angle Evolution
1. VFA for Flat GM Signals
2. Linear Increase
3. Linear Decrease
Excitation Pulse
RF
90°
ESP

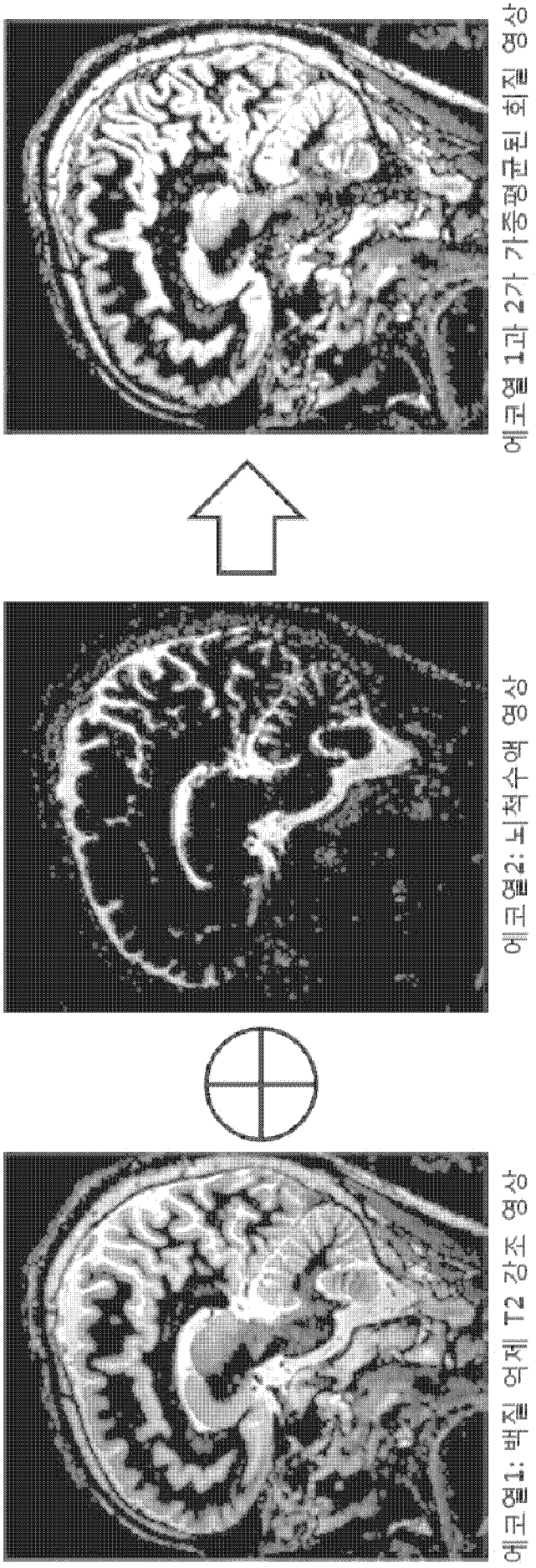
[Fig. 6]



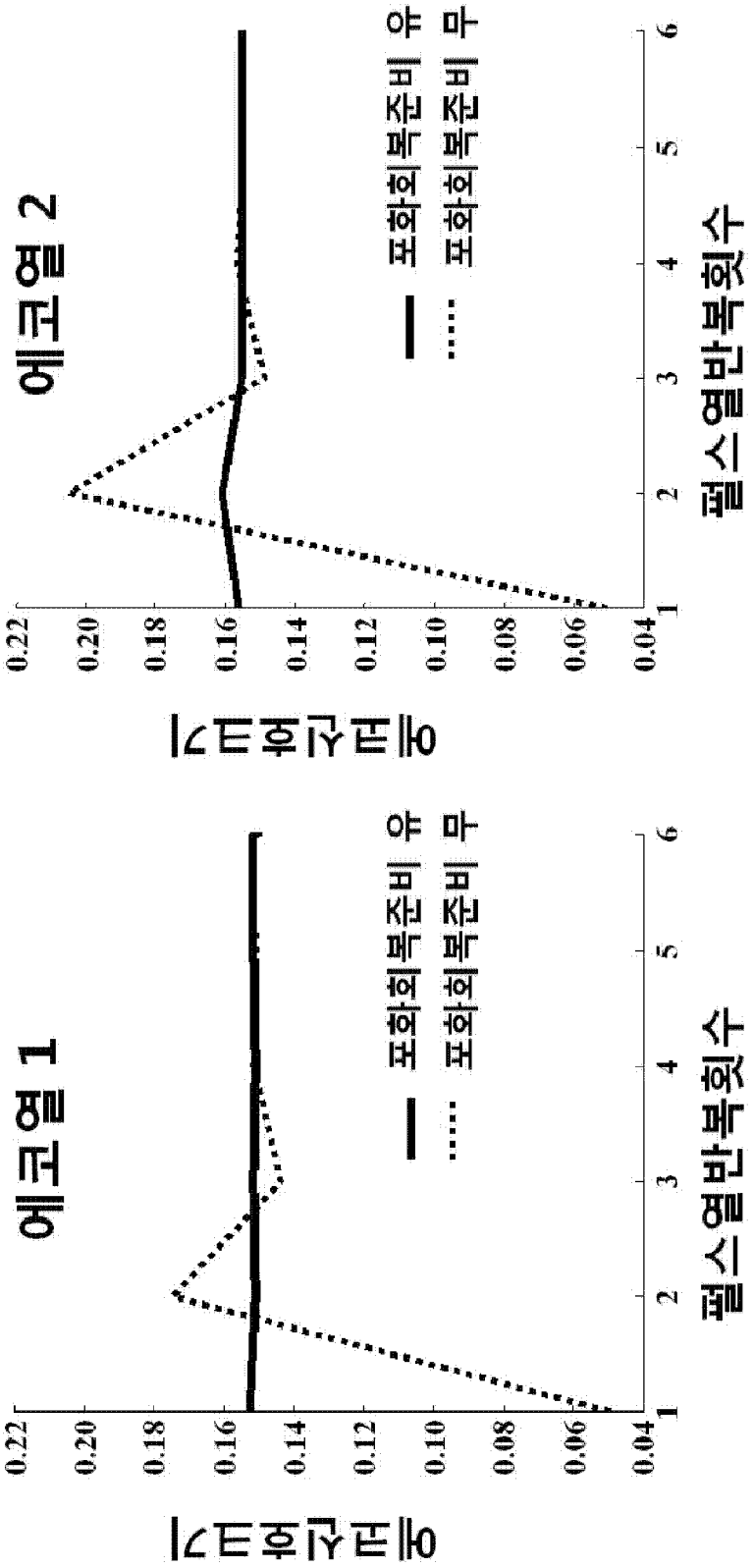
[Fig. 7]



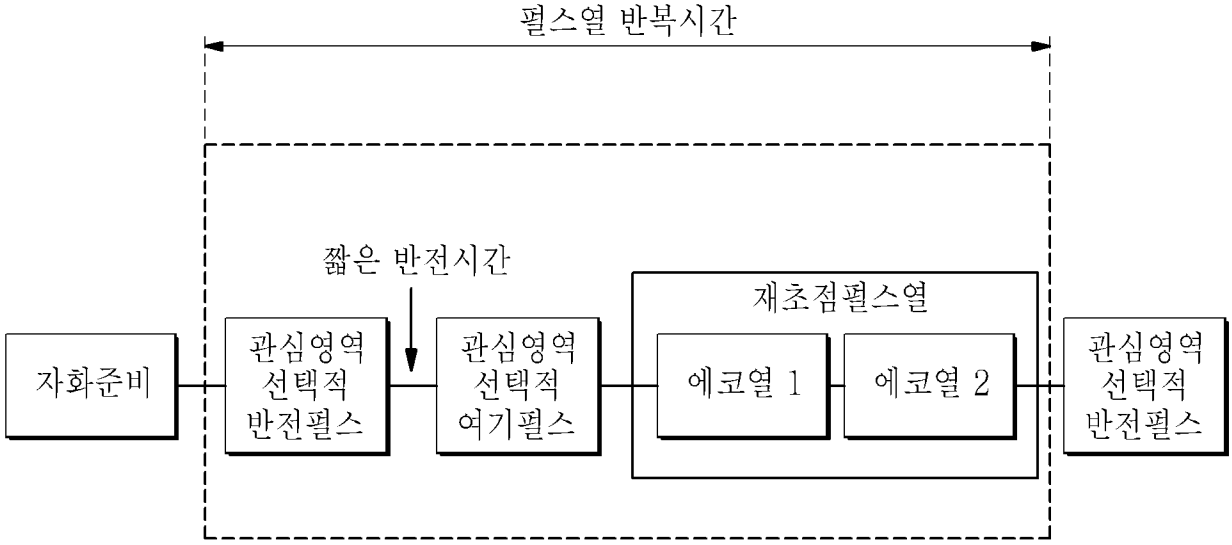
[Fig. 8]



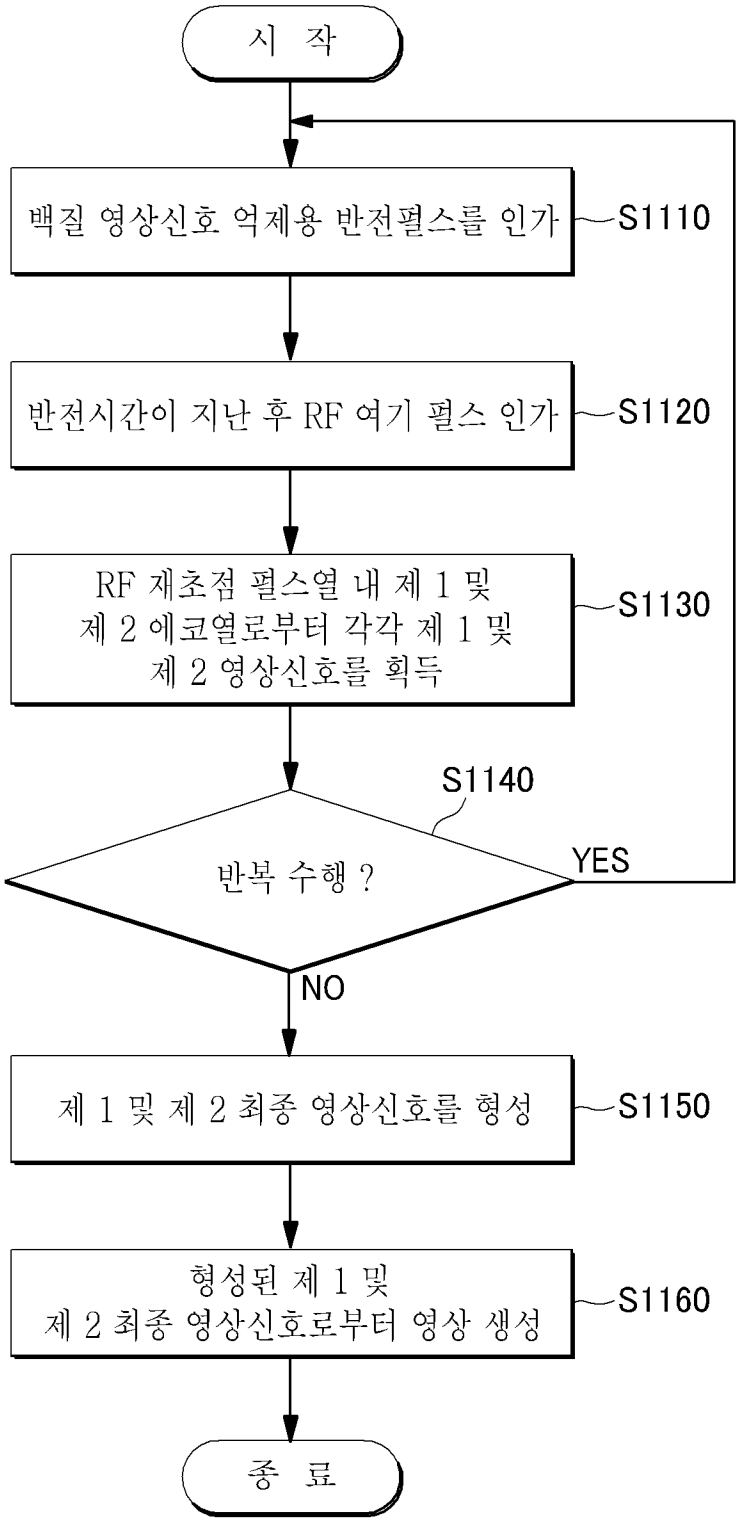
[Fig. 9]


에르고정를 2
포화희복준비
마약 포화희복준비
에러확률
펄스열반복횟수
0.22
0.20
0.18
0.16
0.14
0.12
0.10
0.08
0.06
0.04
1
2
3
4
5
6
에르고정를 1
포화희복준비
마약 포화희복준비
에러확률
펄스열반복횟수

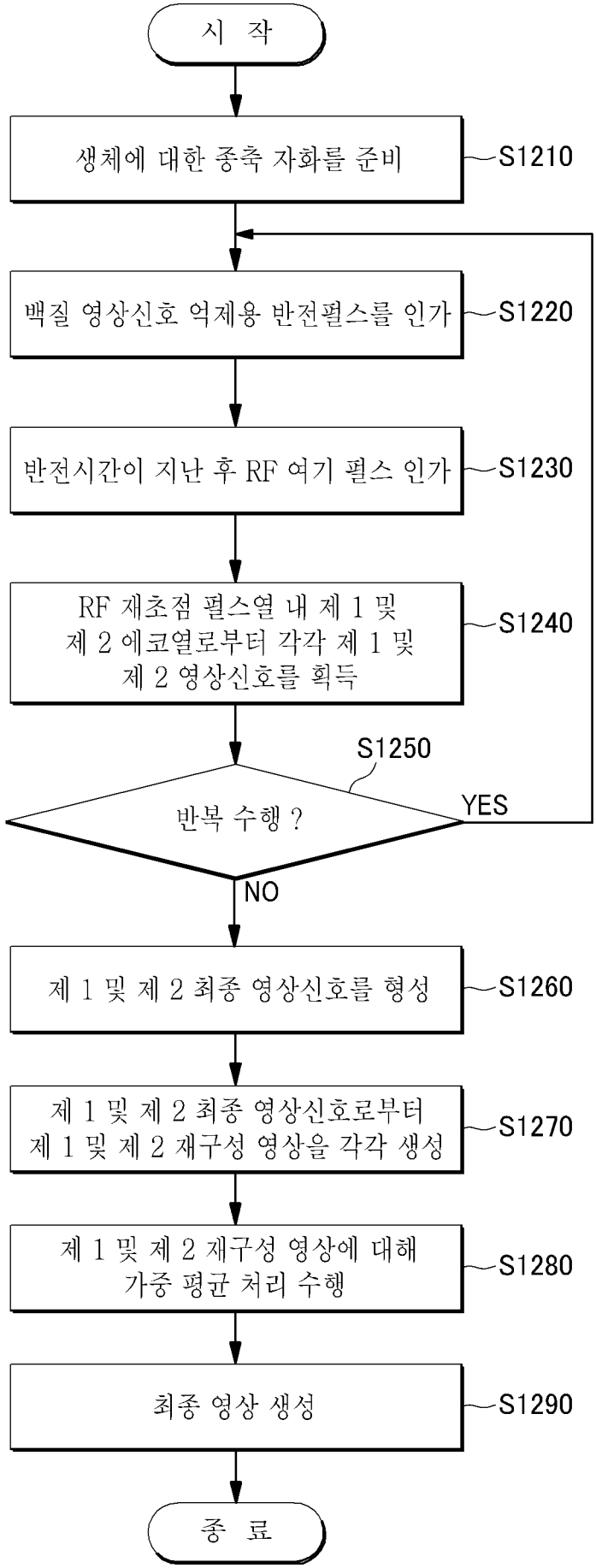
[Fig. 10]


펄스열 반복시간
짧은 반전시간
재초점펄스열
자화준비
관심영역 선택적 반전펄스
관심영역 선택적 여기펄스
에코열 1
에코열 2
관심영역 선택적 반전펄스

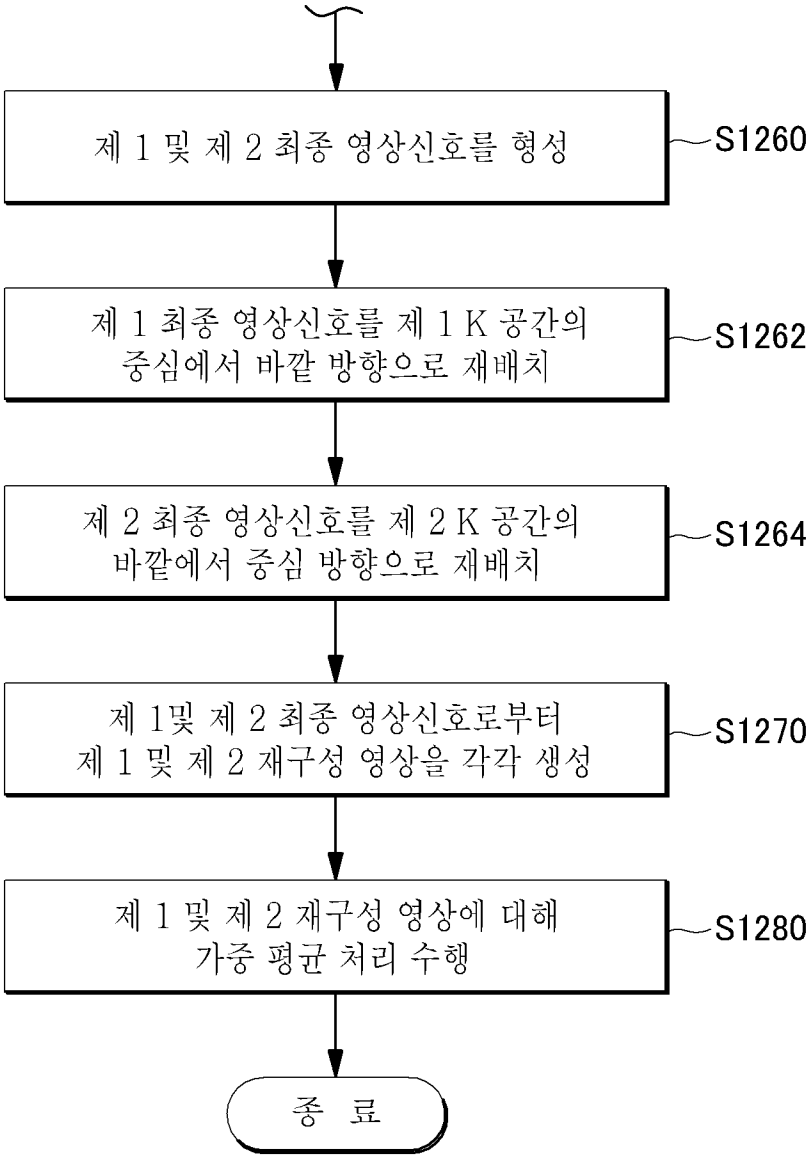
[Fig. 11]


시 작
백질 영상신호 억제용 반전펄스를 인가
S1110
반전시간이 지난 후 RF 여기 펄스 인가
S1120
RF 재초점 펄스열 내 제 1 및 제 2 에코열로부터 각각 제 1 및 제 2 영상신호를 획득
S1130
S1140
반복 수행 ?
YES
NO
제 1 및 제 2 최종 영상신호를 형성
S1150
형성된 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 영상 생성
S1160
종 료

[Fig. 12]


시 작
생체에 대한 종축 자화를 준비
S1210
백질 영상신호 억제용 반전펄스를 인가
S1220
반전시간이 지난 후 RF 여기 펄스 인가
S1230
RF 재초점 펄스열 내 제 1 및 제 2 에코열로부터 각각 제 1 및 제 2 영상신호를 획득
S1240
S1250
반복 수행 ?
YES
NO
제 1 및 제 2 최종 영상신호를 형성
S1260
제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 제 1 및 제 2 재구성 영상을 각각 생성
S1270
제 1 및 제 2 재구성 영상에 대해 가중 평균 처리 수행
S1280
최종 영상 생성
S1290
종 료

[Fig. 13]


제 1 및 제 2 최종 영상신호를 형성
S1260
제 1 최종 영상신호를 제 1 K 공간의 중심에서 바깥 방향으로 재배치
S1262
제 2 최종 영상신호를 제 2 K 공간의 바깥에서 중심 방향으로 재배치
S1264
제 1및 제 2 최종 영상신호로부터 제 1 및 제 2 재구성 영상을 각각 생성
S1270
제 1 및 제 2 재구성 영상에 대해 가중 평균 처리 수행
S1280
종 료

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/KR2013/002807

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/055(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; A61B 5/05; G01R 33/483; G01R 33/48

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above
Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above

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

eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: white matter, gray matter, MRI, inverse pulse, excitation pulse, refocusing pulse

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2008-0136411 A1 (MIYOSHI, Mitsuharu) 12 June 2008 See abstract, paragraphs [0074]-[0096], claims 1-4 and figures 1-6.	1-12
A	US 2005-0215881 A1 (VAN ZIJL, Peter C.M. et al.) 29 September 2005 See abstract, paragraphs [0026]-[0030], claims 1-14 and figure 2.	1-12
A	US 2011-0181285 A1 (GREISER, Andreas) 28 July 2011 See abstract, paragraphs [0047]-[0057], claims 1-3 and figures 1-6.	1-12
A	US 5070876 A (WRIGHT, Graham A.) 10 December 1991 See abstract, column 7, lines 34-64, claims 1-6 and figure 2.	1-12
A	US 5655531 A (NISHIMURA, Dwight G. et al.) 12 August 1997 See abstract, column 4, line 37 - column 5, line 22, claims 1-6 and figures 3-6.	1-12

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
26 JUNE 2013 (26.06.2013)	**26 JUNE 2013 (26.06.2013)**

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.

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 2009)

International application No.
PCT/KR2013/002807

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
US 2008-0136411 A1	12.06.2008	CN 101259018 A	10.09.2008
		CN 101259018 C0	10.09.2008
		DE 102007059053 A1	26.06.2008
		JP 2008-142192 A	26.06.2008
		JP 5121219 B2	16.01.2013
		KR 10-2008-0052470 A	11.06.2008
		KR 20080052470 A	11.06.2008
		NL 1034804 A1	10.06.2008
		NL 1034804 C	02.05.2012
US 2005-0215881 A1	29.09.2005	AU 2003-273242 A1	19.03.2004
		CN 1685243 C0	19.10.2005
		EP 1535083 A1	01.06.2005
		EP 1535083 B1	13.08.2008
		JP 04613065 B2	22.10.2010
		JP 2005-537096 A	08.12.2005
		WO 2004-021028 A1	11.03.2004
US 2011-0181285 A1	28.07.2011	DE 102010001145 A1	28.07.2011
US 05070876 A	10.12.1991	NONE	
US 05655531 A	12.08.1997	NONE	

국 제 조 사 보 고 서

국제출원번호
PCT/KR2013/002807

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61B 5/055(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)
A61B 5/055; A61B 5/05; G01R 33/483; G01R 33/48

조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌
한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC
일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우))
eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 백질, 회질, MRI, 반전펄스, 여기 펄스, 재초점 펄스

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
A	US 2008-0136411 A1 (MITSUHARU MIYOSHI) 2008.06.12 요약, 문단번호 [0074]-[0096], 청구항 1-4 및 도면 1-6 참조.	1-12
A	US 2005-0215881 A1 (PETER C.M. VAN ZIJL 외 2명) 2005.09.29 요약, 문단번호 [0026]-[0030], 청구항 1-14 및 도면 2 참조.	1-12
A	US 2011-0181285 A1 (ANDREAS GREISER) 2011.07.28 요약, 문단번호 [0047]-[0057], 청구항 1-3 및 도면 1-6 참조.	1-12
A	US 5070876 A (GRAHAM A. WRIGHT) 1991.12.10 요약, 컬럼 7, 라인 34-64, 청구항 1-6 및 도면 2 참조.	1-12
A	US 5655531 A (DWIGHT G. NISHIMURA 외 1명) 1997.08.12 요약, 컬럼 4, 라인 37 - 컬럼 5, 라인 22, 청구항 1-6 및 도면 3-6 참조.	1-12

☐ 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

"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	국제조사보고서 발송일
2013년 06월 26일 (26.06.2013)	2013년 06월 26일 (26.06.2013)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소
대한민국 특허청
(302-701) 대전광역시 서구 청사로 189,
4동 (둔산동, 정부대전청사)
팩스 번호 82-42-472-7140

심사관
김태훈
전화번호 82-42-481-8407

국제조사보고서
대응특허에 관한 정보

국제출원번호
PCT/KR2013/002807

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
US 2008-0136411 A1	2008.06.12	CN 101259018 A	2008.09.10
		CN 101259018 C0	2008.09.10
		DE 102007059053 A1	2008.06.26
		JP 2008-142192 A	2008.06.26
		JP 5121219 B2	2013.01.16
		KR 10-2008-0052470 A	2008.06.11
		KR 20080052470 A	2008.06.11
		NL 1034804 A1	2008.06.10
		NL 1034804 C	2012.05.02
US 2005-0215881 A1	2005.09.29	AU 2003-273242 A1	2004.03.19
		CN 1685243 C0	2005.10.19
		EP 1535083 A1	2005.06.01
		EP 1535083 B1	2008.08.13
		JP 04613065 B2	2010.10.22
		JP 2005-537096 A	2005.12.08
		WO 2004-021028 A1	2004.03.11
US 2011-0181285 A1	2011.07.28	DE 102010001145 A1	2011.07.28
US 05070876 A	1991.12.10	없음	
US 05655531 A	1997.08.12	없음	