



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2022년11월18일

(11) 등록번호 10-2468547

(24) 등록일자 2022년11월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/055 (2006.01) A61B 5/00 (2021.01)

A61B 5/02 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/055 (2022.01)

A61B 5/02007 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2022-0048578

(22) 출원일자 2022년04월20일

심사청구일자 2022년04월20일

(56) 선행기술조사문헌

Shin T, etc., Non-Contrast-Enhanced Renal and Abdominal MR Angiography Using Velocity-Selective Inversion Preparation. Magnetic Resonance in Medicine. 69, pp.1268~1275 (2012.06.18) 1부.*

KR101334064 B1

KR1020130099612 A

KR1020220041350 A

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

이화여자대학교 산학협력단

서울특별시 서대문구 이화여대길 52 (대현동, 이화여자대학교)

(72) 발명자

신태훈

서울특별시 용산구 새창로 70, 111동 903호 (도원동, 도원동삼성래미안)

(74) 대리인

특허법인엠에이피에스

전체 청구항 수 : 총 13 항

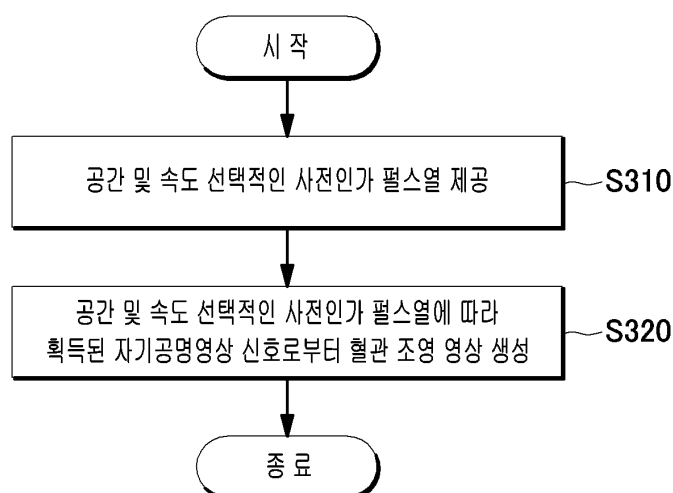
심사관 : 박찬아

(54) 발명의 명칭 혈관 조영 영상을 생성하기 위한 자기 공명 영상 생성 장치 및 방법

(57) 요약

본 발명은 자기 공명 영상 생성 장치에 대한 것으로, MRI 스캐너를 통해 대상체에 대하여 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 제공하는 제어부 및 상기 사전 인가 펄스열에 따라 획득된 자기공명영상 신호로부터 혈관 조영 영상을 생성하는 영상처리부를 포함한다. 이때, 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 특정 공간 범위 내에서 미리 설정된 속도 범위내의 자기 스핀을 반전 혹은 소거시키는 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도3



(52) CPC특허분류

A61B 5/7225 (2021.01)

A61B 5/7257 (2013.01)

A61B 5/7275 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1345347338
과제번호	2020R1A6A1A03043528
부처명	교육부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	이공학학술연구기반구축(R&D)
연구과제명	이화여자대학교 뇌융합과학연구원
기 여 율	4/10
과제수행기관명	이화여자대학교
연구기간	2022.03.01 ~ 2023.02.28

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711143385
과제번호	2020R1A2C1006293
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	개인기초연구(과기정통부)(R&D)
연구과제명	자유호흡 삼차원 심장 자기공명영상기술 개발
기 여 율	5/10
과제수행기관명	이화여자대학교
연구기간	2021.03.01 ~ 2022.02.28

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1345334948
과제번호	5199990114206
부처명	교육부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	4단계두뇌한국21사업(R&D)
연구과제명	인간중심 스마트팩토리를 위한 지능형 IIoT 융복합 인재양성 교육연구단
기 여 율	1/10
과제수행기관명	이화여자대학교
연구기간	2021.03.01 ~ 2022.02.28

명세서

청구범위

청구항 1

자기 공명 영상 생성 장치에 있어서,

MRI 스캐너를 통해 대상체에 대하여 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 제공하는 제어부 및

상기 사전 인가 펄스열에 따라 획득된 자기공명영상 신호로부터 혈관 조영 영상을 생성하는 영상처리부를 포함하되,

상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 미리 설정된 공간 범위 내에서 미리 설정된 속도 범위내의 자기 스핀을 반전 혹은 소거시키는 것이고,

상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 동일한 눕힘각 (flip angle) 들을 갖는 복수 개의 RF 펄스, 제 1 축을 따라 인가되는 공간 선택적인 경사자장 펄스와 상기 제 1 축과 교차되는 제 2 축을 따라 인가되는 속도 선택적인 경사자장 펄스를 포함하고, 상기 공간 선택적인 경사자장 펄스는 트리폴라(tripolar) 펄스인 것인, 자기 공명 영상 생성 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 공간 선택적인 사전 인가 펄스열은 상기 트리폴라 펄스가 매 RF 펄스마다 반전되는 형태로 제공되는 것인, 자기 공명 영상 생성 장치.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 축이 z 축인 경우, 상기 제 2 축은 x 축이고, 상기 제 1 축이 x 축인 경우, 상기 제 2 축은 z 축인 것인, 자기 공명 영상 생성 장치.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 사전 인가 펄스열은 동일한 눕힘각 (flip angle) 들을 갖는 복수 개의 RF 펄스, 제 1 축을 따라 인가되며 서로 중첩된 상태로 인가되는 공간 선택적인 경사자장 펄스와 속도 선택적인 경사자장 펄스를 포함하는 것인, 자기 공명 영상 생성 장치.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 RF 펄스는 sinc 함수 형태의 펄스이고,

상기 공간 선택적인 경사자장 펄스는 상기 RF 펄스와 동일한 시점에 반복적으로 제공되고,

상기 속도 선택적인 경사자장 펄스는 상기 RF 펄스 사이에 인가되는 바이폴라 경사자장 펄스 형태로 제공되는 것인, 자기 공명 영상 생성 장치.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 RF 펄스는 각 RF 펄스 사이에 제공되는 리포커싱 펄스를 더 포함하고,

상기 속도 선택적인 경사자장 펄스는 상기 RF 펄스와 리포커싱 펄스 사이 또는 리포커싱 펄스들 사이에 제공되

는 것인, 자기 공명 영상 생성 장치.

청구항 7

자기 공명 영상 생성 장치를 이용한 혈관 조영 영상 생성 방법에 있어서,

상기 자기 공명 영상 생성 장치의 제어부가, MRI 스캐너를 통해 대상체에 대하여 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 제공하는 단계 및

상기 자기 공명 영상 생성 장치의 영상 처리부가, 상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열의 인가에 따라 획득된 자기공명영상 신호로부터 혈관 조영 영상을 생성하는 단계를 포함하되,

상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 미리 설정된 공간 범위 내에서 미리 설정된 속도 범위내의 자기 스핀을 반전 혹은 소거시키는 것이되,

상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 동일한 눕힘각 (flip angle) 들을 갖는 복수 개의 RF 펄스, 제 1 축을 따라 인가되는 공간 선택적인 경사자장 펄스와 상기 제 1 축과 교차되는 제 2 축을 따라 인가되는 속도 선택적인 경사자장 펄스를 포함하고, 상기 공간 선택적인 경사자장 펄스는 트리폴라(tripolar) 펄스인 것인, 혈관 조영 영상 생성 방법.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 공간 선택적인 사전 인가 펄스열은 상기 트리폴라 펄스가 매 RF 펄스마다 반전되는 형태로 제공되는 것인, 혈관 조영 영상 생성 방법.

청구항 9

제 7 항에 있어서,

상기 제 1 축이 z 축인 경우, 상기 제 2 축은 x 축이고, 상기 제 1 축이 x 축인 경우, 상기 제 2 축은 z 축인 것인, 혈관 조영 영상 생성 방법.

청구항 10

제 7 항에 있어서,

상기 사전 인가 펄스열은 동일한 눕힘각 (flip angle) 들을 갖는 복수 개의 RF 펄스, 제 1 축을 따라 인가되며 서로 중첩된 상태로 인가되는 공간 선택적인 경사자장 펄스와 속도 선택적인 경사자장 펄스를 포함하는 것인, 혈관 조영 영상 생성 방법.

청구항 11

제 7 항에 있어서,

상기 RF 펄스는 sinc 함수 형태의 펄스이고,

상기 공간 선택적인 경사자장 펄스는 상기 RF 펄스와 동일한 시점에 반복적으로 제공되고,

상기 속도 선택적인 경사자장 펄스는 상기 RF 펄스 사이에 인가되는 바이폴라 경사자장 펄스 형태로 제공되는 것인, 혈관 조영 영상 생성 방법.

청구항 12

제 7 항에 있어서,

상기 RF 펄스는 각 RF 펄스 사이에 제공되는 리포커싱 펄스를 더 포함하고,

상기 속도 선택적인 경사자장 펄스는 상기 RF 펄스와 리포커싱 펄스 사이 또는 리포커싱 펄스들 사이에 제공되는 것인, 혈관 조영 영상 생성 방법.

청구항 13

제 7 항 내지 제 12 항 중 어느 한 항의 방법을 수행하기 위한 컴퓨터 프로그램이 기록된 컴퓨터 판독가능 기록 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 혈관 조영 영상을 생성하기 위한 자기 공명 영상 생성 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 혈관조영술 (angiography) 은 인체의 혈관만을 밝게 묘사하는 영상기법으로서 혈관질환을 진단하기 위한 필수 단계이다. 디지털감산조영법(digital subtraction angiography)이 가장 표준적인 방법이지만 카테터 (cathether)를 삽입해야하는 침습성의 단점이 있다. 자기공명영상 기반의 혈관조영술은 비침습적이라는 장점이 있는 반면, 함께 사용해야하는 가돌리늄(gadolinium) 기반의 조영제는 신인성 전신 섬유증(nephrogenic systemic fibrosis)이라는 부작용을 야기할수 있다.

[0003] 이러한 문제점을 해결하기 위해, 조영제를 사용하지 않는 자기공명 혈관조영술 (non-gadolinium-enhanced MR angiography) 기법들이 개발되었는데, 모두 동맥혈(arterial blood)이 이미징 슬라이스 직교 방향(through-plane) 으로 빠르게 움직인다는 사실을 이용한다는 공통점이 있으며, 동맥혈의 속도가 작거나 동일 평면(in-plane) 방향으로 뻗어있는 혈관신호가 현저히 적을수 있다는 단점이 있다.

[0004] 도 1은 통상적인 자기공명 혈관조영술을 설명하기 위한 도면이다.

[0005] 고식적인 조영제를 사용하지 않는 자기공명 혈관조영술은 공간 선택적인 사전인가 펄스에 의해 해당 공간내의 모든 티슈의 자기스핀들이 반전 ($M_z = -M_0$) 혹은 소거 ($M_z = 0$) 된다. 지연시간 동안 (대략 1초) 반전되었던 고정 조직(stationary tissue)의 자기스핀은 낮은값을 갖지만, 공간 선택적인 사전인가 펄스의 영향을 받지 않았던 동맥혈의 자기스핀은 높은 M_z 값을 유지하여 높은 영상신호로 표현된다. 이렇게 동맥혈이 새로 흘러들어오는 영향을 유입 효과(inflow effect) 라고 한다.

[0006] 이러한 고식적인 방법은, 동맥혈이 (특히 혈관환자의 경우) 느리게 흐르거나, 혈관이 수직이 아닌 수평방향으로 뻗어있는 경우 동맥혈관신호의 감소가 나타난다는 단점이 있다.

[0007] 이를 해결하기 위해 본 발명에서는, 공간과 속도에 모두 선택적인 사전인가 펄스를 사용하여 일정공간내에서 일정속도 이하의 자기스핀만을 반전 혹은 소거하고자 한다.

선행기술문헌

특허문헌

[0008] (특허문헌 0001) 대한민국 등록특허 제 10-1334064 호(발명의 명칭: 혈관영상에서의 움직임 추정 방법 및 그 장치)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 발명은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 본 발명의 일부 실시예는, 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 제공하여 민감도가 높은 혈관영상을 제공할 수 있는 자기 공명 영상 생성 장치 및 방법을 제공하는데에 그 목적이 있다.

[0010] 다만, 본 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다

과제의 해결 수단

[0011] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 발명의 제1 측면에 따른 자기 공명 영상 생성 장치

는, MRI 스캐너를 통해 대상체에 대하여 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 제공하는 제어부 및 상기 사전 인가 펄스열에 따라 획득된 자기공명영상 신호로부터 혈관 조영 영상을 생성하는 영상처리부를 포함하되, 상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 특정 공간 범위 내에서 미리 설정된 속도 범위내의 자기 스핀을 반전 혹은 소거시키는 것을 특징으로 한다.

[0012] 또한, 본 발명의 제2 측면에 따른 자기 공명 영상 생성 장치를 이용한 혈관 조영 영상 생성 방법은, MRI 스캐너를 통해 대상체에 대하여 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 제공하는 단계 및 소정의 지연시간 이후 상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열의 인가에 따라 획득된 자기공명영상 신호로부터 혈관 조영 영상을 생성하는 단계를 포함하되, 상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 특정 공간 범위 내에서 미리 설정된 속도 범위내의 자기 스핀을 반전 혹은 소거시키는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0013] 전술한 본 발명의 과제 해결 수단에 의하면, 본 발명은 방사능피폭 위험, 조영제 사용에 따른 부작용 등이 전혀 없으면서, 속도가 느리거나 수평으로 뻗어있는 혈관까지 영상화 함으로써 혈관질환 병변의 정밀진단을 가능하게 한다.

도면의 간단한 설명

[0014] 도 1은 통상적인 자기공명 혈관조영술을 설명하기 위한 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 생성 장치를 전체적으로 나타낸 블록도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 생성 장치를 전체적으로 나타낸 블록도이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 생성 장치를 이용한 혈관 조영 영상 생성 방법을 나타내는 순서도이다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 생성 방법을 나타내는 타이밍 다이어그램이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 생성 방법을 설명하기 위한 개념도이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따라 인가되는 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열의 예를 도시한 것이다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 k-스페이스 관점에서 표현한 것이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열에 의해 생성되는 시뮬레이션 결과를 도시한 것이다.

도 9는 본 발명의 다른 실시예에 따라 인가되는 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열의 예를 도시한 것이고,

도 10은 본 발명의 다른 실시예에 따른 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열에 의해 생성되는 시뮬레이션 결과를 도시한 것이다.

도 11은 본 발명의 다른 실시예에 따라 인가되는 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열의 예를 도시한 것이다.

도 12는 본 발명의 일 실시예 따른 자기 공명 영상 생성 방법을 적용한 실험 결과를 도시한 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0015] 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.

[0016] 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 아

니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.

- [0017] 본 명세서에서 "자기 공명 영상 (MRI: Magnetic Resonance Imaging) 장치"는 핵자기 공명(NMR, Nuclear Magnetic Resonance)이라는 물리학적 원리에 기반한 영상을 획득하기 위해 대상체로 자기장과 비전리 방사선(라디오 고주파)을 인가하는 장치를 의미한다.
- [0018] 또한, "영상(image)" 또는 "이미지"는 이산적인 요소들로 이루어진 다차원(multi-dimensional) 데이터를 의미하는 것으로, 2차원 이미지에서의 복수의 픽셀들 및 3차원 이미지에서의 복수의 복셀들로 구성된 것을 의미한다.
- [0019] 또한, "대상체(object)"는 자기 공명 영상장치의 영상 촬영의 대상이 되는 것으로, 사람이나 동물 또는 그 일부를 포함하는 것일 수 있다. 또한, 대상체는 심장, 뇌 또는 혈관과 같은 각종 장기나 다양한 종류의 팬텀(phantom)을 포함할 수 있다.
- [0020] 또한, "사용자"는 의료 전문가로서 의사, 간호사, 의료 영상 전문가 등이나 장치 수리 기술자가 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0021] 또한, "펄스 시퀀스(또는 펄스열)"란, 자기 공명 영상장치에서 반복적으로 인가되는 신호를 의미한다. 펄스 시퀀스는 RF 펄스의 시간 파라미터로서 반복 시간(Repetition Time, TR)이나 에코 시간(Time to Echo, TE) 등을 포함할 수 있다.
- [0022] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 자기 공명 영상장치의 실시예들에 대해서 설명하도록 한다.
- [0023] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 생성 장치를 전체적으로 나타낸 블록도이다.
- [0024] 자기 공명 영상 생성 장치(1)는 MRI 스캐너(10), 신호 처리부(20), 제어부(40), 모니터링부(50) 및 인터페이스부(60)를 포함할 수 있다.
- [0025] MRI 스캐너(10)는 자기장을 형성하고 원자핵에 대한 공명 현상을 발생시키는 것으로서, 대상체가 MRI 스캐너(10) 내부에 위치한 상태에서 자기 공명 영상이 촬영된다. MRI 스캐너(10)는 주 자석(12), 경사 코일(14), RF 코일(16) 등을 포함하고, 이를 통해 정자기장 및 경사자장이 형성되며, 대상체를 향하여 RF 신호가 조사된다.
- [0026] 주 자석(12), 경사 코일(14) 및 RF 코일(16)은 미리 설정된 방향에 따라 MRI 스캐너(10)내에 배치된다. 원통의 수평축을 따라 원통 내부로 삽입 가능한 테이블상에 대상체가 위치하며, 테이블의 이동에 따라 대상체가 MRI 스캐너(10)의 보어 내부에 위치할 수 있다.
- [0027] 주 자석(12)은 대상체에 포함된 원자핵들의 자기 쌍극자 모멘트(magnetic dipole moment)의 방향을 일정한 방향으로 정렬하는 정자기장(static magnetic field)을 생성한다.
- [0028] 경사 코일(Gradient coil)(14)은 서로 직교하는 X축, Y축 및 Z축 방향의 경사자장을 발생시키는 X코일, Y 코일 및 Z 코일을 포함한다. 경사 코일(14)은 대상체의 각 부위 별로 공명 주파수를 서로 다르게 유도하여 대상체의 각 부위의 위치 정보를 획득할 수 있도록 한다.
- [0029] RF 코일(16)은 대상체에게 RF 신호를 조사하고, 대상체로부터 방출되는 자기 공명 영상 신호를 수신할 수 있다. RF 코일(16)은 세차 운동을 하는 원자핵을 향하여 세차운동의 주파수와 동일한 주파수의 RF 신호를 출력한 후, 대상체로부터 방출되는 자기 공명 영상 신호를 수신할 수 있다.
- [0030] 예를 들어, RF 코일(16)은 원자핵을 낮은 에너지 상태에서부터 높은 에너지 상태로 천이시키기 위하여, 해당 원자핵에 대응하는 주파수를 갖는 RF 신호를 생성하여 대상체에 인가한다. 이후에, RF 코일(16)이 RF 신호의 전송을 중단하면, 전자파가 가해졌던 원자핵은 높은 에너지 상태에서부터 낮은 에너지 상태로 천이하면서 라모어 주파수를 갖는 전자파를 방사하게 되며, RF 코일(16)은 해당 전자파 신호를 수신한다.
- [0031] RF 코일(16)은 원자핵의 종류에 대응하는 무선 주파수를 갖는 RF 신호를 송신하는 송신 RF 코일과 원자핵으로부터 방사된 전자파를 수신하는 수신 RF 코일을 각각 포함한다.
- [0032] 또한, RF 코일(16)은 MRI 스캐너(10)에 고정된 형태이거나, 착탈이 가능한 형태일 수 있다. 착탈이 가능한 RF 코일(16)은 대상체의 일부에 결합될 수 있는 머리 RF 코일, 흉부 RF 코일, 다리 RF 코일, 목 RF 코일, 어깨 RF 코일, 손목 RF 코일 및 발목 RF 코일 등과 같은 형태로 구현될 수 있다.
- [0033] MRI 스캐너(10)는 디스플레이를 통해 사용자나 대상체에게 각종 정보를 제공할 수 있으며, 외측에 배치된 디스

플레이(18)와 내측에 배치된 디스플레이(미도시)를 포함할 수 있다.

- [0034] 신호 처리부(20)는 소정의 MR 펄스 시퀀스(즉, 펄스열)에 따라 MRI 스캐너(10)의 내부에 형성되는 경사자장을 제어하고, RF 신호와 자기 공명 영상 신호의 송수신을 제어할 수 있다.
- [0035] 신호 처리부(20)는 경사자장 증폭기(22), 스위칭부(24), RF 송신부(26) 및 RF 수신부(28)를 포함할 수 있다.
- [0036] 경사자장 증폭기(Gradient Amplifier)(22)는 MRI 스캐너(10)에 포함된 경사 코일(14)을 구동하며, 경사자장 제어부(44)의 제어 하에 경사자장을 발생시키는 펄스 신호를 경사 코일(14)에 공급한다. 경사자장 증폭기(22)로부터 경사 코일(14)에 공급되는 펄스 신호를 제어함으로써, X축, Y축, Z축 방향의 경사자장이 합성될 수 있다.
- [0037] RF 송신부(26)는 RF 펄스를 RF 코일(16)에 공급하여 RF 코일(16)을 구동한다. RF 수신부(28)는 RF 코일(16)이 수신한 후 전달한 자기 공명 영상 신호를 수신한다.
- [0038] 스위칭부(24)는 RF 신호와 자기 공명 영상 신호의 송수신 방향을 조절할 수 있다. 예를 들어, 송신 동작 동안에는 RF 코일(16)을 통하여 대상체로 RF 신호가 조사되게 하고, 수신 동작 동안에는 RF 코일(16)을 통하여 대상체로부터의 자기 공명 영상 신호가 수신되게 한다. 스위칭부(24)는 RF 제어부(46)로부터의 제어 신호에 의하여 스위칭 동작이 제어된다.
- [0039] 인터페이스부(30)는 사용자의 조작에 따라 제어부(40)에 펄스 시퀀스 정보를 지령하는 것과 동시에, MRI 시스템 전체의 동작을 제어하는 명령을 전달할 수 있다. 인터페이스부(30)는 RF 수신부(38)로부터 수신되는 자기 공명 영상 신호를 처리하는 영상 처리부(36), 출력부(34) 및 입력부(32)를 포함할 수 있다.
- [0040] 영상 처리부(36)는 RF 수신부(28)로부터 수신되는 자기 공명 영상 신호를 처리하여, 대상체에 대한 MR 화상 데이터를 생성할 수 있다.
- [0041] 영상 처리부(36)는 RF 수신부(28)가 수신한 자기 공명 영상 신호에 증폭, 주파수 변환, 위상 검파, 저주파 증폭, 필터링(filtering) 등과 같은 각종의 신호 처리를 가한다.
- [0042] 영상 처리부(36)는, 예를 들어, k 공간에 디지털 데이터를 배치하고, 이러한 데이터를 2차원 또는 3차원 푸리에 변환을 하여 화상 데이터로 재구성할 수 있다.
- [0043] 또한, 영상 처리부(36)가 자기 공명 영상 신호에 대해 적용하는 각종 신호 처리는 병렬적으로 수행될 수 있다. 예를 들어, 다채널 RF 코일에 의해 수신되는 복수의 자기 공명 영상 신호에 신호 처리를 병렬적으로 가하여 복수의 자기 공명 영상 신호를 화상 데이터로 재구성할 수도 있다.
- [0044] 또한, 영상 처리부(36)는 사전 인가 펄스열에 따라 획득된 자기공명영상 신호로부터 혈관 조영 영상을 생성하며, 그 구체적인 내용에 대해서는 추후 설명하기로 한다.
- [0045] 출력부(34)는 영상 처리부(36)에 의해 생성된 화상 데이터 또는 재구성 화상 데이터를 사용자에게 출력할 수 있다. 또한, 출력부(34)는 UI(user interface), 사용자 정보 또는 대상체 정보 등 사용자가 MRI 시스템을 조작하기 위해 필요한 정보를 출력할 수 있다. 출력부(34)는 스피커, 프린터 또는 각종 영상 디스플레이 수단을 포함할 수 있다.
- [0046] 사용자는 입력부(32)를 통해 대상체 정보, 파라미터 정보, 스캔 조건, 펄스 시퀀스, 화상 합성이나 차분의 연산에 관한 정보 등을 입력할 수 있다. 입력부(32)는 키보드, 마우스, 트랙볼, 음성 인식부, 제스처 인식부, 터치스크린 등을 포함할 수 있고, 기타 당업자에게 자명한 범위 내에서 다양한 입력 장치들을 포함할 수 있다.
- [0047] 제어부(40)는 MRI 스캐너(10) 내부에서 형성되는 신호들의 시퀀스를 제어하는 시퀀스 제어부(42), 및 MRI 스캐너(10)와 MRI 스캐너(10)에 장착된 기기들을 제어하는 스캐너 제어부(48)를 포함할 수 있다.
- [0048] 시퀀스 제어부(42)는 경사자장 증폭기(22)를 제어하는 경사자장 제어부(44), 및 RF 송신부(26), RF 수신부(28) 및 스위칭부(24)를 제어하는 RF 제어부(46)를 포함한다. 시퀀스 제어부(42)는 인터페이스부(30)로부터 수신된 펄스 시퀀스에 따라 경사자장 증폭기(22), RF 송신부(26), RF 수신부(28) 및 스위칭부(24)를 제어할 수 있다. 펄스 시퀀스는 경사자장 증폭기(22), RF 송신부(26), RF 수신부(28) 및 스위칭부(24)를 제어하기 위해 필요한 모든 정보를 포함하며, 예를 들면 경사 코일(14)에 인가하는 펄스(pulse) 신호의 강도, 인가 시간, 인가 타이밍(timing) 등에 관한 정보 등을 포함할 수 있다.
- [0049] 제어부(40)는 MRI 스캐너(10)에 대하여 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 제공한다. 이때, 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 특정 공간 범위 내에서 미리 설정된 속도 범위내의 자기 스핀을 반전 혹은 소

거시키도록 설계된 RF 펄스(또는 B1 자장)와 경사자장 펄스를 포함하는 것을 특징으로 한다. 그 구체적인 내용에 대해서는 추후 설명하기로 한다.

- [0050] 모니터링부(50)는 MRI 스캐너(10) 또는 MRI 스캐너(10)에 장착된 기기들을 모니터링 또는 제어한다. 모니터링부(50)는 시스템 모니터링부(52), 대상체 모니터링부(54), 테이블 제어부(56) 및 디스플레이 제어부(58)를 포함할 수 있다.
- [0051] 시스템 모니터링부(52)는 정자기장의 상태, 경사자장의 상태, RF 신호의 상태, RF 코일의 상태, 테이블의 상태, 대상체의 신체 정보를 측정하는 기기의 상태, 전원 공급 상태, 열 교환기의 상태, 컴프레서의 상태 등을 모니터링하고 제어할 수 있다.
- [0052] 대상체 모니터링부(54)는 대상체의 상태를 모니터링하는 것으로, 대상체의 움직임 또는 위치를 촬영하는 카메라, 대상체의 호흡을 측정하는 호흡 측정기, 대상체의 심전도를 측정하기 위한 ECG 측정기, 또는 대상체의 체온을 측정하는 체온 측정기를 포함할 수 있다.
- [0053] 테이블 제어부(56)는 대상체가 위치하는 테이블의 이동을 제어한다. 테이블 제어부(56)는 시퀀스 제어부(42)가 출력하는 시퀀스 제어 신호에 동기하여 테이블의 이동을 제어할 수 있다. 예를 들어, 대상체의 이동 영상 촬영(moving imaging)에 있어서, 테이블 제어부(56)는 시퀀스 제어에 따라 테이블을 이동시킬 수 있으며, 이에 의해, MRI 스캐너의 FOV(field of view)보다 큰 FOV로 대상체를 촬영할 수 있다.
- [0054] 디스플레이 제어부(58)는 MRI 스캐너(10)의 외측 및 내측에 위치하는 디스플레이를 온/오프 또는 디스플레이에 출력될 화면 등을 제어한다. 또한, MRI 스캐너(10) 내측 또는 외측에 스피커가 위치하는 경우, 디스플레이 제어부(58)는 스피커의 온/오프 또는 스피커를 통해 출력될 사운드 등을 제어할 수도 있다.
- [0055] MRI 스캐너(10), RF 코일(16), 신호 처리부(20), 모니터링부(50), 제어부(40) 및 인터페이스부(30)는 서로 무선 또는 유선으로 연결될 수 있고, 무선으로 연결된 경우에는 서로 간의 클럭(clock)을 동기화하기 위한 장치(미도시)를 더 포함할 수 있다.
- [0056] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 생성 장치(1)는 제어부(40)와 영상 처리부(36)의 구성에 특징을 가진다. 이때, 영상 처리부(36)는 컴퓨팅 장치에 탑재된 메모리와 프로세서를 이용하여 후술할 자기 공명 영상 복원 동작을 수행할 수 있다. 즉, 메모리에는 대상체로부터 획득한 MRI 신호로부터 자기 공명 영상을 복원하는 프로그램이 저장된다. 메모리는 전원이 공급되지 않아도 저장된 정보를 계속 유지하는 비휘발성 저장장치 및 저장된 정보를 유지하기 위하여 전력이 필요한 휘발성 저장장치를 통칭하는 것이다.
- [0057] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 생성 장치를 이용한 혈관 조영 영상 생성 방법을 나타내는 순서도이고, 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 생성 방법을 나타내는 타이밍 다이어그램이며, 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 생성 방법을 설명하기 위한 개념도이다.
- [0058] 먼저, 자기 공명 영상 생성 장치(1)의 제어부(40)는 MRI 스캐너(10)를 통해 대상체에 대하여 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 제공한다(S310).
- [0059] 이때, 사전 인가 펄스열은 대상체에 대한 특정 공간 범위 내에서 미리 설정된 속도 범위내의 자기 스핀을 반전 혹은 소거시키도록 구성된 것으로서, RF 펄스(B1 자장)와 경사자장 펄스로 이루어진다. 특히, 속도가 0 이거나 미리 설정된 속도 이하의 자기 스핀을 반전 또는 소거시키도록 할 수 있다.
- [0060] 다음으로, 소정의 지연시간 이후 상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열의 인가에 따라 획득된 자기공명 영상 신호로부터 혈관 조영 영상을 생성한다(S320). 획득된 자기공명영상 신호로부터 혈관 조영 영상을 생성하는 과정 자체는 종래 기술에 해당하므로, 이에 대한 상세한 설명은 생략하기로 한다.
- [0061] 도 4에서 도시된 바와 같이, 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 제공하는 단계, 소정의 지연 시간(T1)이 경과하는 단계, 세그먼트화된 3D 자기공명영상 신호가 획득되는 단계가 반복적으로 수행되고, 이를 기초로 혈관 조영 영상이 생성된다. 본 발명에서는 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 적용하여, 특정 공간내에 있으면서 속도가 0이거나 매우 낮은 조직의 자기스핀만을 반전 혹은 소거시킨 후, TI 길이의 지연 시간을 가진 후 자기공명영상 신호를 획득하는 단계를 영상복원에 필요한 총 데이터를 얻을때까지 반복 수행한다.
- [0062] 이를 통해, 도 5에 도시된 바와 같은 결과를 획득할 수 있다. 본 발명에 따르면, 유입 효과(inflow effect) 뿐만 아니라 이미징 볼륨(imaging volume) 내의 동맥혈 자기스핀을 보전함으로써 더 높은 민감도의 혈관영상을 얻을 수 있다.

[0063] 이제, 본 발명의 주요 특징인 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열에 대하여 좀더 상세하게 살펴보기로 한다.

[0064] 먼저, MRI에서 최초에 수직으로 (즉, z 방향) 향해있는 인체조직의 자기스핀을 수평축을 중심으로 회전시키는 과정을 인가 (excitation) 라 하며, 인가 후에 생성되는 자기스핀의 수평성분 (통상 M_{xy} 로 표기)을 공간위치 r , 속도 v 의 함수로 표현한 식은 아래 수학적 식 1과 같다.

[0065] [수학적 식 1]

$$M_{xy}(r, v) = j\gamma M_0 \int_0^T B_1(t) e^{-j2\pi(k_r(t)z + k_v(t)v)} dt$$

$$\text{where } k_r(t) = \frac{\gamma}{2\pi} \int_t^T G(s) ds,$$

$$k_v(t) = \frac{\gamma}{2\pi} \int_t^T G(s)(s-T) ds,$$

[0066]

[0067] k_r (r 의 푸리에 변수), k_v (v 의 푸리에 변수)로 구성되는 다차원 k -스페이스상에 가해지는 RF 펄스 (B_1 자장)의 푸리에 변환으로 표현되며, 이러한 k -스페이스상의 RF 펄스 (B_1 자장)의 가중치가 우리가 목표로 하는 M_{xy} 프로파일의 역 푸리에 변환이 되도록 RF 펄스 (B_1 자장)와 경사자장 (gradient field)을 디자인 한다.

[0068] k_r 은 경사자장 (G)의 넓이 (zeroth moment)에 비례하며, k_v 는 경사자장의 1차 모멘트 (first moment)에 비례한다.

[0069] 사전인가 펄스용으로 사용되는 경우, 인가 결과로 생성되는 M_z 성분이 중요하며, M_{xy} 성분과의 관계식은 아래와 같이 수학적 식 2로 표현된다.

[0070] [수학적 식 2]

$$|M_{xy}|^2 + |M_z|^2 = M_0^2$$

where M_0 = magnetization at equilibrium

[0071]

[0072] 즉, M_z 가 커지면, M_{xy} 가 작아지고, M_z 가 작아지면, M_{xy} 가 커지는 관계를 갖는다.

[0073] 본 발명에서는 사전 인가 펄스열의 설계를 위해, $x(t)$ 와 $X(w)$ 사이의 푸리에 트랜스폼 관계식을 수학적 식 1의 v 와 k_v 도메인에 적용하여 디자인 한다.

[0074] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따라 인가되는 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열의 예를 도시한 것이다.

[0075] 도시된 바와 같이, 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 동일한 눕힘각 (flip angle) 들을 갖는 복수 개의 RF 펄스와 제 1 축을 따라 인가되는 공간 선택적인 경사자장 펄스와 제 2 축을 따라 인가되는 속도 선택적인 경사자장 펄스를 포함한다.

[0076] 이때, 제 1 축으로 z 축, 제 2 축으로 x 축이 도시되어 있으나, 이에 한정되는 것은 아니며, 제 1 축으로 x 축, 제 2 축으로 z 축이 사용될 수 있다.

[0077] RF 펄스는 sinc 함수 형태의 펄스로 반복 제공된다. 그리고, 공간 선택적인 경사자장 펄스는 제 1 축을 따라 RF 펄스와 동일한 시점에 반복적으로 제공되고, 속도 선택적인 경사자장 펄스는 제 2 축을 따라 RF 펄스들 사이에 인가되는 바이폴라 경사자장 펄스 형태로 제공된다. 특히, 공간 선택적인 경사자장 펄스는 트리폴라 (tripolar) 펄스 형태로 제공되는 트리폴라 펄스는 (음의 펄스, 양의 펄스, 음의 펄스)가 순차적으로 반복되거나, (양의 펄스, 음의 펄스, 양의 펄스)가 순차적으로 반복되는 펄스를 의미한다.

[0078] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 k -스페이스 관점에서 표현한 것이다.

[0079] z 의 푸리에 변수인 k_z 축으로는 sinc 형태, v_x 의 푸리에 변수인 k_{v_x} 축으로는 샘플링된 직사각형 형태의 이차원

RF 가중치(weighting)가 생성된다. 또한, 수학적 식1에 의해 인가펄스 결과 M_{xy} 는 이러한 k_z - k_{v_x} 공간상 가중치(weighting) 의 이차원 푸리에 변환이므로, z 축으로는 sinc 의 푸리에 변환인 직사각형, v_x 축으로는 샘플링된 직사각형 신호의 푸리에 변환인 앨리어싱된 (aliased) sinc 형태가 될것이다.

[0080] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열에 의해 생성되는 시뮬레이션 결과를 도시한 것이다.

[0081] 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열의 인가 결과 생성되는 M_{xy} , M_z 시뮬레이션 결과가 도시되어 있다. M_{xy} 는 z 축으로는 직사각형, v_x 축으로는 앨리어싱이 생긴 sinc 함수 형태이며, M_z 는 수학적식2에 의해 M_{xy} 와 최대/최소값의 위치가 서로 바뀌는 형태이다. 즉 M_z 는 z 방향으로 일정구간 이내이면서 (+5cm) 동시에 x 방향 속도가 0이거나 매우낮은 (< 3 cm/s) 경우에만 소거되며, 그 외 z 방향 위치나 x 방향속도에 해당하는 자기스핀은 높은값으로 유지될 수 있다.

[0082] 도 9는 본 발명의 다른 실시예에 따라 인가되는 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열의 예를 도시한 것이고, 도 10은 본 발명의 다른 실시예에 따른 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열에 의해 생성되는 시뮬레이션 결과를 도시한 것이다.

[0083] 도시된 바와 같이, 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 한축(예를 들면, z 축)에 인가할 수 있다. 도 7에서 설명한 공간 선택적인 경사자장 펄스와 속도 선택적인 경사자장 펄스가 중첩된 상태를 확인할 수 있다.

[0084] 이에 따라, 도 10에 도시된 바와 같이, M_z 는 z 방향으로 일정구간 이내이면서 (+5cm) 동시에 z 방향 속도가 0이거나 매우낮은 (< 3 cm/s) 경우에만 소거되며 그 외의 z 방향 위치나 z 방향속도에 해당하는 자기스핀은 높은값으로 유지된다. 앞서 살펴본, 도 8과 비교하여, v_x 축만 v_z 축으로 바뀐 형태를 갖는다.

[0085] 도 11은 본 발명의 다른 실시예에 따라 인가되는 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열의 예를 도시한 것이다.

[0086] 본 실시예에 따른 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 MRI 스캐너 자기장의 오차에 강건한 결과를 제공하기 위해 사용될 수 있다.

[0087] 도시된 바와 같이, RF 펄스는 각 RF 펄스 사이에 제공되는 리포커싱 펄스(180도 회전 유도)를 더 포함하고, 속도 선택적인 경사자장 펄스는 RF 펄스와 리포커싱 펄스 사이 또는 리포커싱 펄스들 사이에 제공될 수 있다. 이때, 속도 선택적인 경사자장 펄스는 단극 및 양극 경사자장 펄스(unipolar and bipolar gradient pulse) 형태로 제공될 수 있다.

[0088] 도 12는 본 발명의 일 실시예 따른 자기 공명 영상 방법을 적용한 실험 결과를 도시한 것이다.

[0089] 우측에 도시된 도면이 선택된 축 슬라이스들의 영상을 나타낸 것이고, 좌측에 도시된 도면이 전체 3D 볼륨의 앞-뒤 방향 최대 강도 투영(maximum intensity projection) 결과를 나타내는 것이다. 무릎근처의 주요 동맥혈관을 선명하게 보여줌을 확인할 수 있으며, 그 외 근육등의 나머지 조직들의 신호가 잘 억제되어 높은 동맥 대 배경(artery-to-background) 영상대조를 보임을 확인할 수 있다.

[0090] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 생성 방법은 컴퓨터에 의해 실행되는 프로그램 모듈과 같은 컴퓨터에 의해 실행 가능한 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 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.

[0091] 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.

[0092] 본 발명의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미

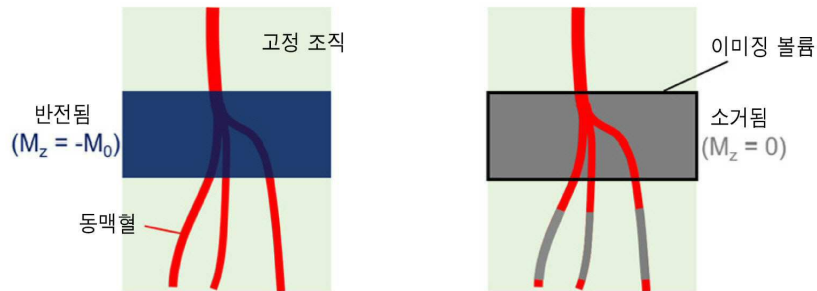
및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

부호의 설명

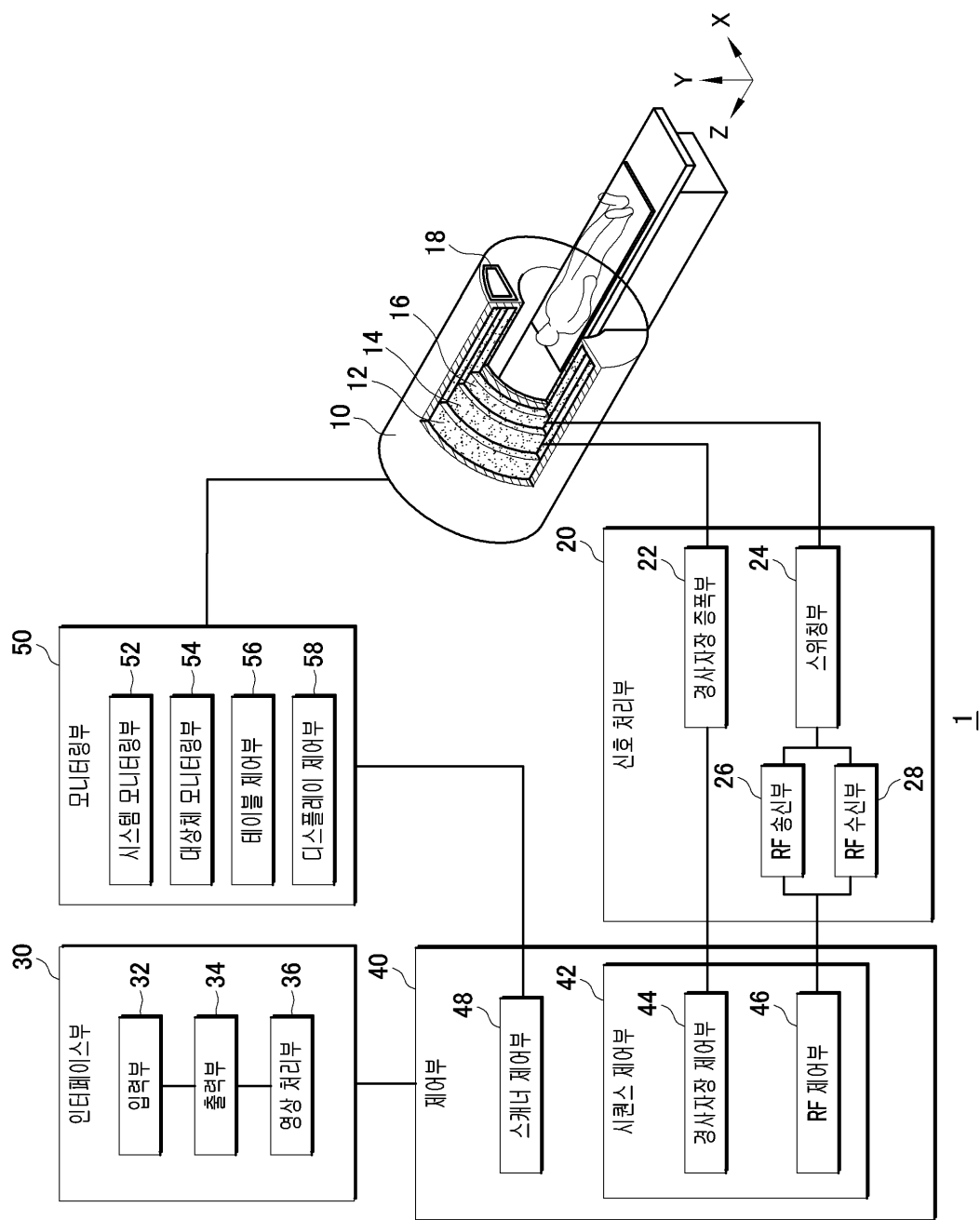
- [0093]
- 1: 자기 공명 영상 생성 장치
 - 10: MRI 스캐너
 - 20: 신호 처리부
 - 30: 인터페이스부
 - 36: 영상처리부
 - 40: 제어부
 - 50: 모니터링부

도면

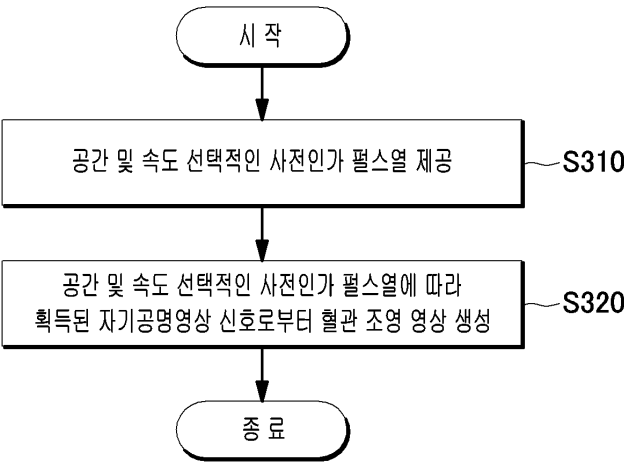
도면1



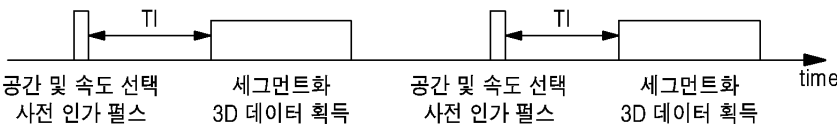
도면2



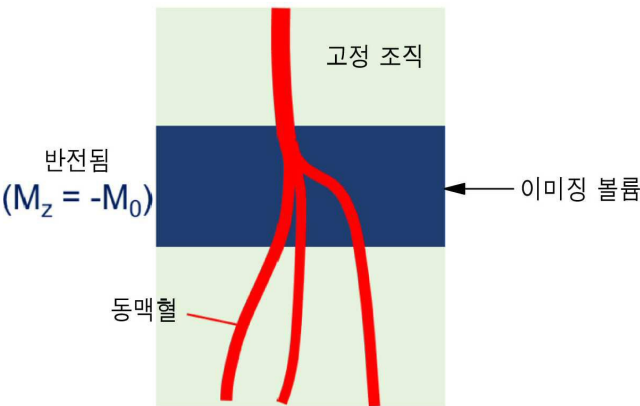
도면3



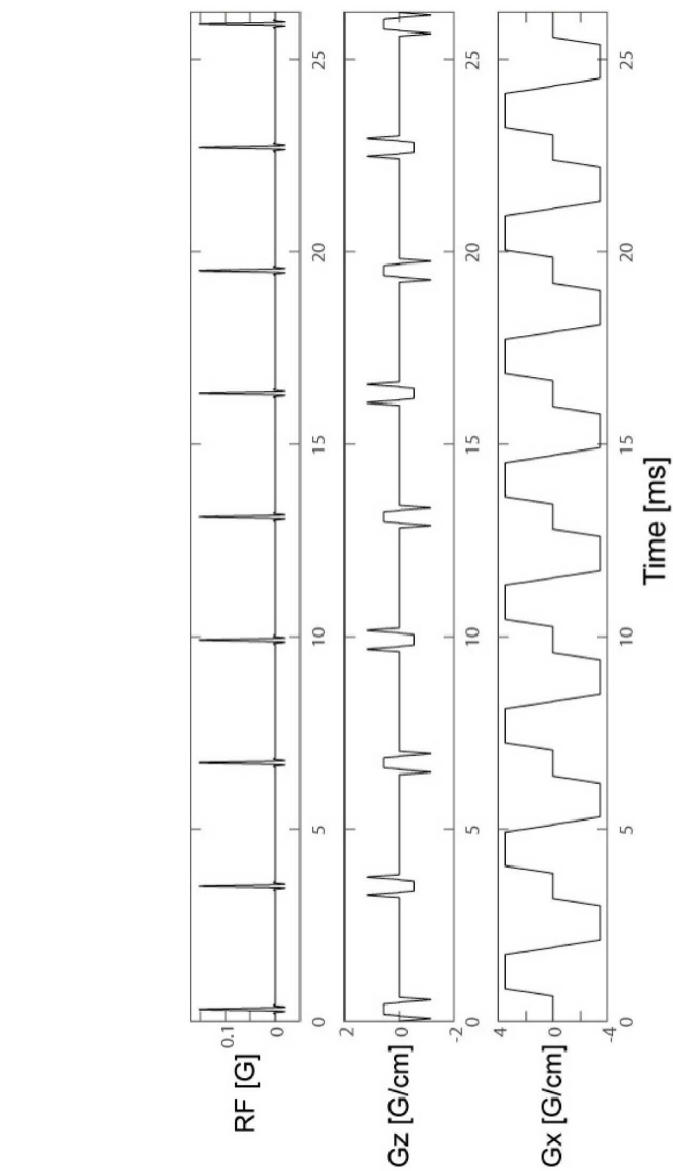
도면4



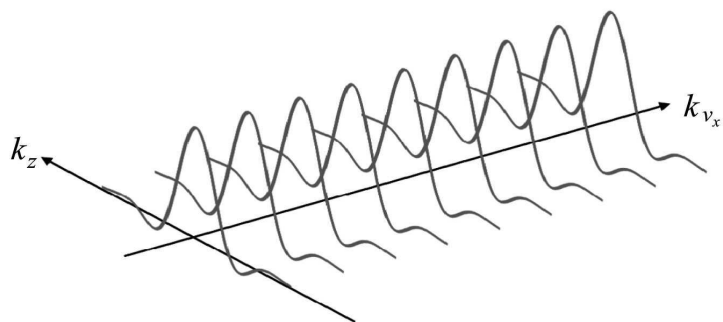
도면5



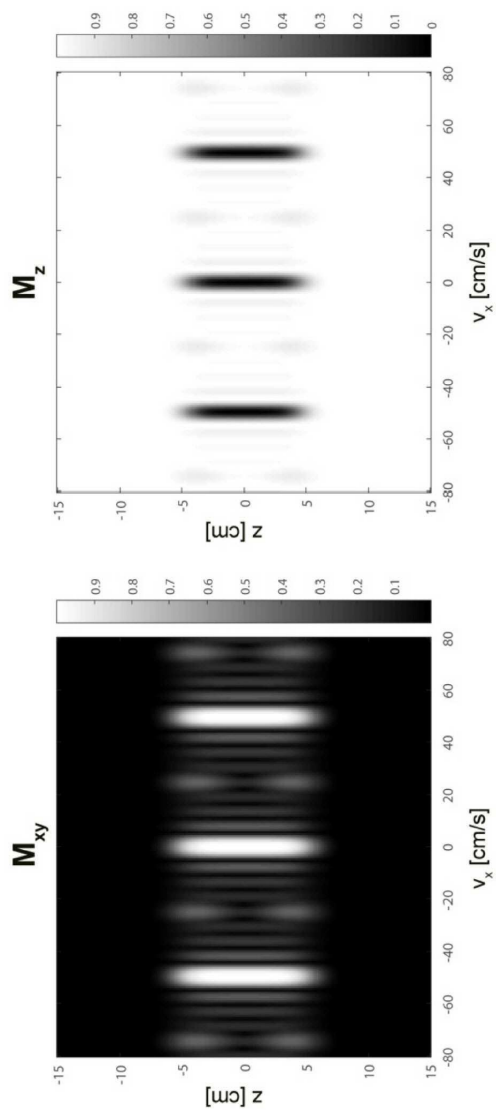
도면6



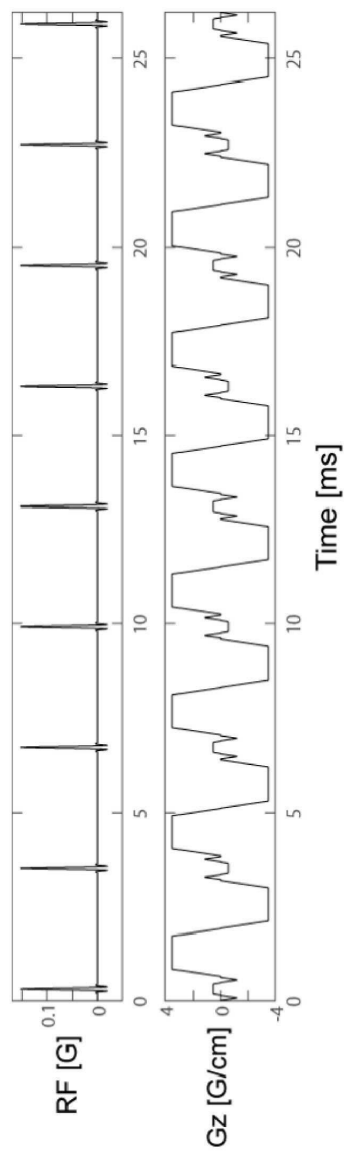
도면7



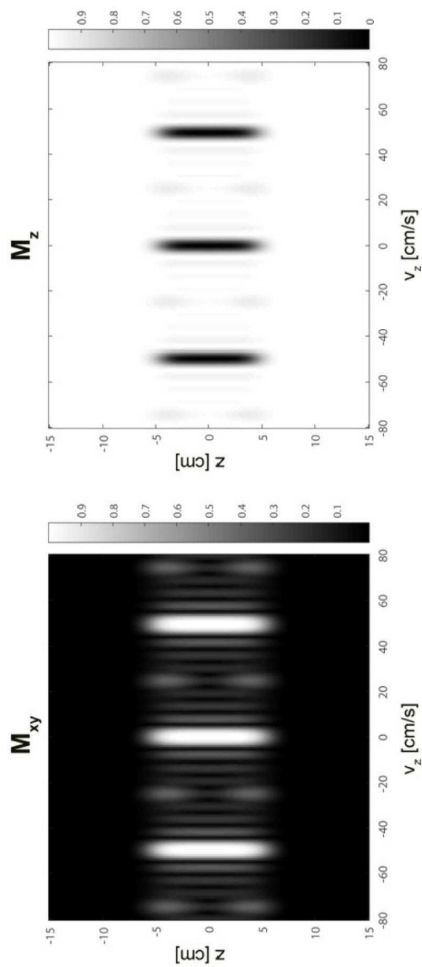
도면8



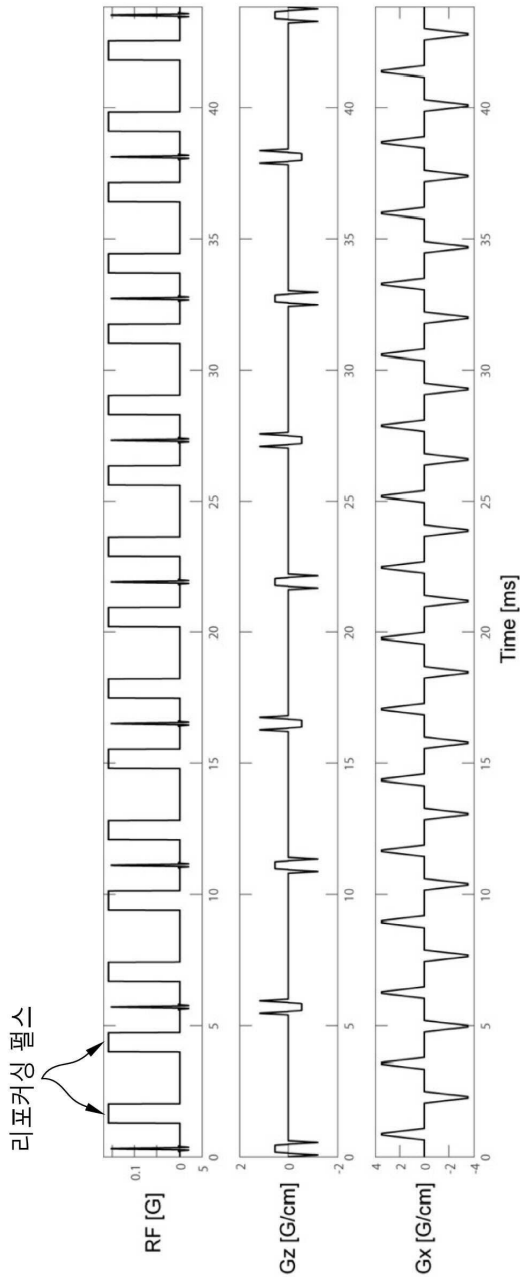
도면9



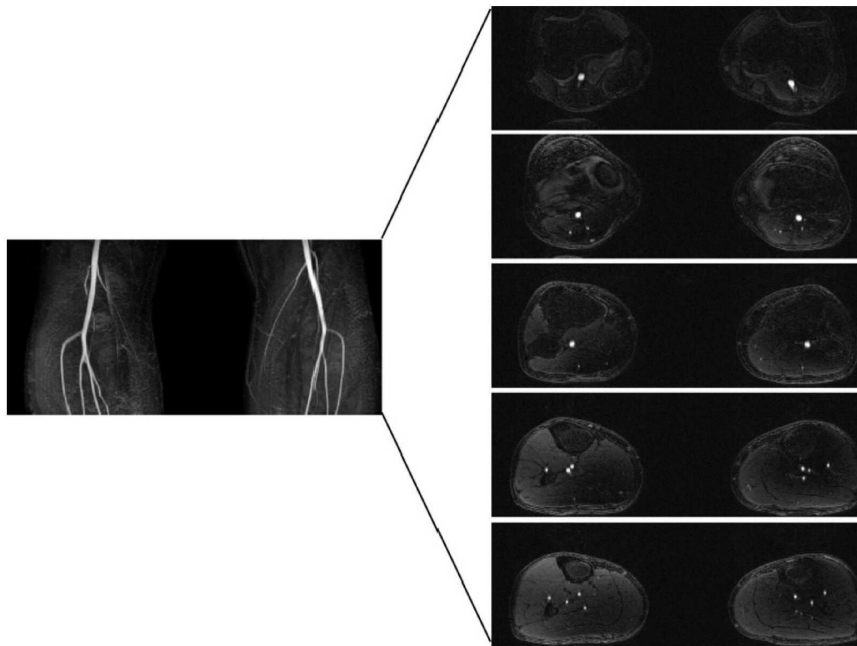
도면10



도면11



도면12



【심사관 직권보정사항】

【직권보정 1】

【보정항목】 발명(고안)의 설명

【보정세부항목】 식별번호 0011

【변경전】

상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 발명의 제1 측면에 따른 자기 공명 영상 생성 장치는, MRI 스캐너를 통해 대상체에 대하여 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 제공하는 제어부 및 상기 사전 인가 펄스열에 따라 획득된 자기공명영상 신호로부터 혈관 조영 영상을 생성하는 영상처리부를 포함하되, 상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 특정 공간 범위 내에서 미리 설정된 속도 범위내의 자기 스핀을 반전 혹은 소거시키는 것을 특징으로 한다.

【변경후】

상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 발명의 제1 측면에 따른 자기 공명 영상 생성 장치는, MRI 스캐너를 통해 대상체에 대하여 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 제공하는 제어부 및 상기 사전 인가 펄스열에 따라 획득된 자기공명영상 신호로부터 혈관 조영 영상을 생성하는 영상처리부를 포함하되, 상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 특정 공간 범위 내에서 미리 설정된 속도 범위내의 자기 스핀을 반전 혹은 소거시키는 것을 특징으로 한다.

【직권보정 2】

【보정항목】 요약서

【보정세부항목】 요약 0001a

【변경전】

본 발명은 자기 공명 영상 생성 장치에 대한 것으로, MRI 스캐너를 통해 대상체에 대하여 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 제공하는 제어부 및 상기 사전 인가 펄스열에 따라 획득된 자기공명영상 신호로부터 혈관 조영 영상을 생성하는 영상처리부를 포함한다. 이때, 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 특정 공간 범위 내에서 미리 설정된 속도 범위내의 자기 스핀을 반전 혹은 소거시키는 것을 특징으로 한다.

【변경후】

본 발명은 자기 공명 영상 생성 장치에 대한 것으로, MRI 스캐너를 통해 대상체에 대하여 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 제공하는 제어부 및 상기 사전 인가 펄스열에 따라 획득된 자기공명영상 신호로부터 혈관 조영 영상을 생성하는 영상처리부를 포함한다. 이때, 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 특정 공간 범위 내에서 미리 설정된 속도 범위내의 자기 스핀을 반전 혹은 소거시키는 것을 특징으로 한다.

【직권보정 3】

【보정항목】 발명(고안)의 설명

【보정세부항목】 식별번호 0036

【변경전】

경사자장 증폭기(Gradient Amplifier)(22)는 MRI 스캐너(10)에 포함된 경사 코일(14)을 구동하며, 경사자장 제어부(44)의 제어 하에 경사자장을 발생시키는 펄스 신호를 경사 코일(14)에 공급한다. 경사자장 증폭기(22)로부터 경사 코일(14)에 공급되는 펄스 신호를 제어함으로써, X축, Y축, Z축 방향의 경사 자장이 형성될 수 있다.

【변경후】

경사자장 증폭기(Gradient Amplifier)(22)는 MRI 스캐너(10)에 포함된 경사 코일(14)을 구동하며, 경사자장 제어부(44)의 제어 하에 경사자장을 발생시키는 펄스 신호를 경사 코일(14)에 공급한다. 경사자장 증폭기(22)로부터 경사 코일(14)에 공급되는 펄스 신호를 제어함으로써, X축, Y축, Z축 방향의 경사자장이 형성될 수 있다.

【직권보정 4】

【보정항목】 발명(고안)의 설명

【보정세부항목】 식별번호 0049

【변경전】

제어부(40)는 MRI 스캐너(10)에 대하여 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 제공한다. 이때, 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 특정 공간 범위 내에서 미리 설정된 속도 범위내의 자기 스핀을 반전 혹은 소거시키도록 설계된 RF 펄스(또는 B1 자장)와 경사 자장 펄스를 포함하는 것을 특징으로 한다. 그 구체적인 내용에 대해서는 추후 설명하기로 한다.

【변경후】

제어부(40)는 MRI 스캐너(10)에 대하여 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 제공한다. 이때, 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 특정 공간 범위 내에서 미리 설정된 속도 범위내의 자기 스핀을 반전 혹은 소거시키도록 설계된 RF 펄스(또는 B1 자장)와 경사자장 펄스를 포함하는 것을 특징으로 한다. 그 구체적인 내용에 대해서는 추후 설명하기로 한다.

【직권보정 5】

【보정항목】 발명(고안)의 설명

【보정세부항목】 식별번호 0059

【변경전】

이때, 사전 인가 펄스열은 대상체에 대한 특정 공간 범위 내에서 미리 설정된 속도 범위내의 자기 스핀을 반전 혹은 소거시키도록 구성된 것으로서, RF 펄스(B1 자장)와 경사 자장 펄스로 이루어진다. 특히, 속도가 0 이거나 미리 설정된 속도 이하의 자기 스핀을 반전 또는 소거시키도록 할 수 있다.

【변경후】

이때, 사전 인가 펄스열은 대상체에 대한 특정 공간 범위 내에서 미리 설정된 속도 범위내의 자기 스핀을 반전 혹은 소거시키도록 구성된 것으로서, RF 펄스(B1 자장)와 경사자장 펄스로 이루어진다. 특히, 속도가 0 이거나 미리 설정된 속도 이하의 자기 스핀을 반전 또는 소거시키도록 할 수 있다.

【직권보정 6】

【보정항목】 발명(고안)의 설명

【보정세부항목】 식별번호 0067

【변경전】

k_r (r 의 푸리에 변수), k_v (v 의 푸리에 변수)로 구성되는 다차원 k -스페이스상에 가해지는 RF 펄스 (B1 자장)의 푸리에 변환으로 표현되며, 이러한 k -스페이스상의 RF 펄스 (B1 자장)의 가중치가 우리가 목표로 하는 M_{xy} 프로파일의 역 푸리에 변환이 되도록 RF 펄스 (B1 자장)와경사 자장 (gradient field)을 디자인한다.

【변경후】

k_r (r 의 푸리에 변수), k_v (v 의 푸리에 변수)로 구성되는 다차원 k -스페이스상에 가해지는 RF 펄스 (B1 자장)의 푸리에 변환으로 표현되며, 이러한 k -스페이스상의 RF 펄스 (B1 자장)의 가중치가 우리가 목표로

하는 M_{xy} 프로파일의 역 푸리에 변환이 되도록 RF 펄스 (B_1 자장)와 경사자장 (gradient field)을 디자인한다.

【직권보정 7】

【보정항목】 발명(고안)의 설명

【보정세부항목】 식별번호 0068

【변경전】

k_r 은 경사 자장 (G) 의 넓이 (zeroth moment)에 비례하며, k_v 는 경사자장의 1차 모멘트 (first moment)에 비례한다.

【변경후】

k_r 은 경사자장 (G) 의 넓이 (zeroth moment)에 비례하며, k_v 는 경사자장의 1차 모멘트 (first moment)에 비례한다.

【직권보정 8】

【보정항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 1

【변경전】

자기 공명 영상 생성 장치에 있어서,

MRI 스캐너를 통해 대상체에 대하여 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 제공하는 제어부 및

상기 사전 인가 펄스열에 따라 획득된 자기공명영상 신호로부터 혈관 조영 영상을 생성하는 영상처리부를 포함하되,

상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 미리 설정된 공간 범위 내에서 미리 설정된 속도 범위내의 자기 스핀을 반전 혹은 소거시키는 것이고,

상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 동일한 눅힘각 (flip angle) 들을 갖는 복수 개의 RF 펄스, 제 1 축을 따라 인가되는 공간 선택적인 경사자장 펄스와 상기 제 1 축과 교차되는 제 2 축을 따라 인가되는 속도 선택적인 경사자장 펄스를 포함하고, 상기 공간 선택적인 경사자장 펄스는 트리폴라(tripolar) 펄스인 것인, 자기 공명 영상 생성 장치.

【변경후】

자기 공명 영상 생성 장치에 있어서,

MRI 스캐너를 통해 대상체에 대하여 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 제공하는 제어부 및

상기 사전 인가 펄스열에 따라 획득된 자기공명영상 신호로부터 혈관 조영 영상을 생성하는 영상처리부를 포함하되,

상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 미리 설정된 공간 범위 내에서 미리 설정된 속도 범위내의 자기 스핀을 반전 혹은 소거시키는 것이고,

상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 동일한 눅힘각 (flip angle) 들을 갖는 복수 개의 RF 펄스, 제 1 축을 따라 인가되는 공간 선택적인 경사자장 펄스와 상기 제 1 축과 교차되는 제 2 축을 따라 인가되는 속도 선택적인 경사자장 펄스를 포함하고, 상기 공간 선택적인 경사자장 펄스는 트리폴라(tripolar) 펄스인 것인, 자기 공명 영상 생성 장치.

【직권보정 9】

【보정항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 7

【변경전】

자기 공명 영상 생성 장치를 이용한 혈관 조영 영상 생성 방법에 있어서,

상기 자기 공명 영상 생성 장치의 제어부가, MRI 스캐너를 통해 대상체에 대하여 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 제공하는 단계 및

상기 자기 공명 영상 생성 장치의 영상 처리부가, 상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열의 인가에 따라 획득된 자기공명영상 신호로부터 혈관 조영 영상을 생성하는 단계를 포함하되,

상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 미리 설정된 공간 범위 내에서 미리 설정된 속도 범위내의 자기 스핀을 반전 혹은 소거시키는 것이되,

상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 동일한 눅힘각 (flip angle) 들을 갖는 복수 개의 RF 펄스, 제 1 축을 따라 인가되는 공간 선택적인 경사자장 펄스와 상기 제 1 축과 교차되는 제 2 축을 따라 인가되는 속도 선택적인 경사자장 펄스를 포함하고, 상기 공간 선택적인 경사자장 펄스는 트리폴라(tripolar) 펄스인 것인, 혈관 조영 영상 생성 방법.

【변경후】

자기 공명 영상 생성 장치를 이용한 혈관 조영 영상 생성 방법에 있어서,

상기 자기 공명 영상 생성 장치의 제어부가, MRI 스캐너를 통해 대상체에 대하여 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열을 제공하는 단계 및

상기 자기 공명 영상 생성 장치의 영상 처리부가, 상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열의 인가에 따라 획득된 자기공명영상 신호로부터 혈관 조영 영상을 생성하는 단계를 포함하되,

상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 미리 설정된 공간 범위 내에서 미리 설정된 속도 범위내의 자기 스핀을 반전 혹은 소거시키는 것이되,

상기 공간 및 속도 선택적인 사전 인가 펄스열은 동일한 눅힘각 (flip angle) 들을 갖는 복수 개의 RF 펄스, 제 1 축을 따라 인가되는 공간 선택적인 경사자장 펄스와 상기 제 1 축과 교차되는 제 2 축을 따라 인가되는 속도 선택적인 경사자장 펄스를 포함하고, 상기 공간 선택적인 경사자장 펄스는 트리폴라(tripolar) 펄스인 것인, 혈관 조영 영상 생성 방법.