(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2023-0041216
(43) 공개일자 2023년03월24일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/055 (2006.01) *A61B 5/00* (2021.01)
A61B 5/02 (2006.01) *G01R 33/56* (2006.01)
G01R 33/563 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/055 (2022.01)
A61B 5/0033 (2018.08)
(21) 출원번호 10-2021-0124548
(22) 출원일자 2021년09월17일
심사청구일자 2021년09월17일

(71) 출원인
이화여자대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 이화여대길 52 (대현동, 이화여자대학교)
(72) 발명자
신태훈
서울특별시 용산구 새창로 70, 111동 903호 (도원동, 도원동삼성래미안)
(74) 대리인
특허법인엠에이피에스

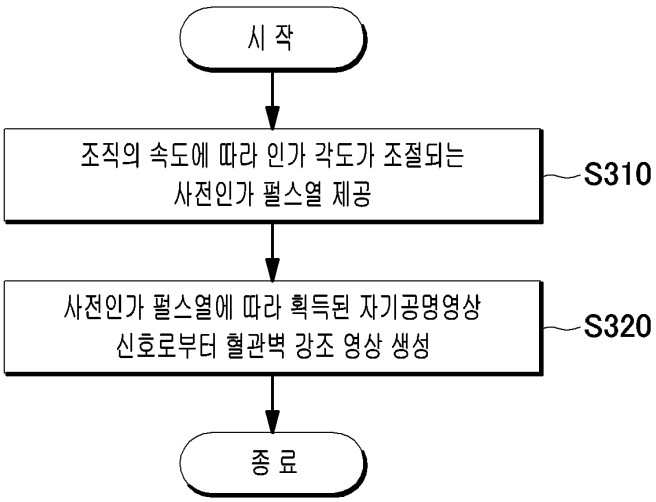
전체 청구항 수 : 총 11 항

(54) 발명의 명칭 **혈관벽 영상을 획득하기 위한 자기 공명 영상 생성 장치 및 방법**

(57) 요 약

본 발명은 혈관벽 영상을 보다 선명하게 획득하기 위한 자기 공명 영상 생성 장치에 대한 것으로서, MRI 스캐너에 대하여 대상체의 조직의 속도에 따라 인가(excitation) 각도 가 조절되는 사전인가펄스열을 제공하는 제어부 및 상기 사전인가펄스열에 따라 획득된 자기공명영상 신호로부터 혈관벽 강조 영상을 생성하는 영상처리부를 포함한다. 이때, 제어부는 조직의 속도가 낮을수록 상기 인가 각도가 작아지고, 조직의 속도가 높을수록 상기 인가 각도가 커지도록 설계된 B1 자장과 경사 자장을 포함하는 사전인가펄스열을 제공한다.

대 표 도 - 도3



(52) CPC특허분류
A61B 5/02007 (2013.01)
G01R 33/5608 (2013.01)
G01R 33/5635 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1711115219
과제번호 2020R1A2C1006293
부처명 과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명 한국연구재단
연구사업명 이공분야기초연구사업(통합)-중견연구자지원사업-(유형1-1)중견연구
연구과제명 자유호흡 삼차원 심장 자기공명영상기술 개발
기 여 율 1/2
과제수행기관명 이화여자대학교
연구기간 2020.03.01 ~ 2022.02.28
이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1345321155
과제번호 2020R1A6A1A03043528
부처명 교육부
과제관리(전문)기관명 한국연구재단
연구사업명 이공분학술연구기반구축 (R&D)
연구과제명 이화여자대학교 뇌융합과학연구원
기 여 율 1/2
과제수행기관명 이화여자대학교
연구기간 2020.06.01 ~ 2029.05.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

자기 공명 영상 생성 장치에 있어서,

MRI 스캐너에 대하여 대상체의 조직의 속도에 따라 인가(excitation) 각도가 조절되는 사전인가펄스열을 제공하는 제어부 및

상기 사전인가펄스열의 인가 이후에 수집된 자기공명영상 신호로부터 혈관벽 강조 영상을 생성하는 영상처리부를 포함하되,

상기 제어부는 조직의 속도가 낮을수록 상기 인가 각도가 작아지고, 조직의 속도가 높을수록 상기 인가 각도가 커지도록 설계된 B1 자장과 경사 자장을 포함하는 사전인가펄스열을 제공하는 것인, 자기 공명 영상 생성 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 제어부는 조직의 속도가 낮을수록 해당 자기스핀의 종축 성분의 크기를 크게하고, 조직의 속도가 높을수록 해당 자기스핀의 종축 성분의 크기를 작게 하도록 설계된 B1 자장과 경사 자장을 포함하는 사전인가펄스열을 제공하는 것인, 자기 공명 영상 생성 장치.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 제어부는 조직의 속도가 낮은 혈관벽에 대해 상기 인가 각도가 작아지고, 조직의 속도가 높은 혈류에 대해 상기 인가 각도가 커지도록 설계된 B1 자장과 경사 자장을 포함하는 사전인가펄스열을 제공하는 것인, 자기 공명 영상 생성 장치.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 경사 자장은 복수개의 바이폴라 형태의 펄스들로 구성되고,

상기 B1 자장은 상기 바이폴라 경사 자장 펄스들 사이에 (-1/n) 크기가 적용된 펄스들로 제공되는 것인, 자기 공명 영상 생성 장치.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 경사 자장은 유니폴라 경사 자장 펄스와 바이폴라 경사 자장 펄스가 반복되는 형태로 제공되고,

상기 B1 자장은 상기 유니폴라 경사 자장 펄스와 상기 바이폴라 경사 자장의 펄스 사이에 제공되는 리포커싱 펄스와 2번의 리포커싱 펄스 마다 (-1/n) 크기가 적용된 펄스로 제공되는 것인, 자기 공명 영상 생성 장치.

청구항 6

자기 공명 영상 생성 장치를 이용한 자기공명 영상 생성 방법에 있어서,

MRI 스캐너에 대하여 대상체의 조직의 속도에 따라 인가(excitation) 각도가 조절되는 사전인가펄스열을 제공하는 단계 및

상기 사전인가펄스열의 인가 이후에 수집된 자기공명영상 신호로부터 혈관벽 강조 영상을 생성하는 단계를 포함하되,

상기 사전인가펄스열은 조직의 속도가 낮을수록 상기 인가 각도가 작아지고, 조직의 속도가 높을수록 상기 인가 각도가 커지도록 설계된 B1 자장과 경사 자장을 포함하는 것인, 자기 공명 영상 생성 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 사전인가펄스열은 조직의 속도가 낮을수록 해당 자기스핀의 종축 성분의 크기를 크게하고, 조직의 속도가 높을수록 해당 자기스핀의 종축 성분의 크기를 작게 하도록 설계된 B1 자장과 경사 자장을 포함하는 사전인가펄스열을 포함하는 것인, 자기 공명 영상 생성 방법.

청구항 8

제 6 항에 있어서,

상기 사전인가펄스열은 조직의 속도가 낮은 혈관벽에 대해 상기 인가 각도가 작아지고, 조직의 속도가 높은 혈류에 대해 상기 인가 각도가 커지도록 설계된 B1 자장과 경사 자장을 포함하는 사전인가펄스열을 포함하는 것인, 자기 공명 영상 생성 방법.

청구항 9

제 6 항에 있어서,

상기 경사 자장은 복수개의 바이폴라 경사 자장 펄스들로 구성되고,

상기 B1 자장은 상기 바이폴라 경사 자장의 펄스들 사이에 (-1/n) 크기가 적용된 펄스로 제공되는 것인, 자기 공명 영상 생성 방법.

청구항 10

제 6 항에 있어서,

상기 경사 자장은 유니폴라 경사 자장 펄스와 바이폴라 경사 자장 펄스가 반복되는 형태로 제공되고,

상기 B1 자장은 상기 유니폴라 경사 자장 펄스와 상기 바이폴라 경사 자장의 펄스 사이에 제공되는 리포커싱 펄스와 2번의 리포커싱 펄스 마다 (-1/n) 크기가 적용된 펄스로 제공되는 것인, 자기 공명 영상 생성 방법.

청구항 11

제 6 항 내지 제 10 항 중 어느 한 항의 방법을 수행하기 위한 컴퓨터 프로그램이 기록된 컴퓨터 판독가능 기록매체.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 혈관벽 영상을 획득하기 위한 자기 공명 영상 생성 장치 및 자기 공명 영상 생성 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 혈관질환 진단을 위한 의료영상방법은 주로 내강 이미징 (lumen imaging) 에 의존해 왔다. 그러나 이는 혈관벽에서 시작되는 근본적인 병리적 프로세스를 직접 관찰하지 못한다는 한계를 지니고 있어서 혈관벽을 직접 묘사하는 영상기법이 요구된다.

[0003] 혈관벽 이미징에서 가장 중요한 영상대조 (image contrast) 조건은, 내강의 혈류 신호는 최대한 적게, 그 주변의 혈관벽 신호는 최대한 크게하여 혈관벽과 내강사이의 대조 잡음(contrast-to-noise) 비율을 최대화 하는 것이다. 자기공명영상 기법은 방사능 피폭이 없어 각광받는 의료영상법이지만, 혈관 이미징에 통상 사용되는 가돌리늄 기반의 조영제는 신장기원 전신 섬유증(nephrogenic systemic fibrosis) 라는 부작용을 야기하는 문제점이 있다.

[0004] 이에, 본 발명에서는 조영제 사용에 따른 부작용을 최소화하기 위해 조영제를 사용하지 않으면서, 혈류에 대한 영상은 최대한 억제하면서도 고화질 혈관벽 영상을 획득할 수 있는 자기 공명 영상 생성 장치 및 방법을 제공하고자 한다.

[0005] 본 발명에서는 자기공명영상 기법에서 특정 영상대조 생성을 위해 사용되는 기법중 하나인 사전 인가 펄스열(preparatory excitation pulse sequence) 을 사용한다. 일반적인 사전 인가 펄스열의 설계는 인체조직이 움직이지 않는다는 가정하에 이루어지는데, 본 발명에서는 조직의 속도를 주요 입력 파라미터로 설정하기 위해, 혈류의 속도값이 인가 결과에 미치는 영향을 이론적으로 수식화하여 혈관벽 영상대조를 생성하도록 인가 펄스열을 디자인하는 방법을 제안한다.

선행기술문헌

특허문헌

[0006] (특허문헌 0001) 대한민국 등록특허 제 10-1334064 호(발명의 명칭: 혈관영상에서의 움직임 추정 방법 및 그 장치)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 본 발명의 일부 실시예는, 혈관벽을 강조하는 영상대조를 제공할 수 있는 자기 공명 영상 생성 방법 및 장치를 제공하는데에 그 목적이 있다.

[0008] 다만, 본 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0009] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 발명의 제1 측면에 따른 자기 공명 영상 생성 장치는 MRI 스캐너에 대하여 대상체의 조직의 속도에 따라 인가(excitation) 각도 가 조절되는 사전인가펄스열을 제공하는 제어부 및 상기 사전인가펄스열에 따라 획득된 자기공명영상 신호로부터 혈관벽 강조 영상을 생성하는 영상처리부를 포함한다. 이때, 제어부는 조직의 속도가 낮을수록 상기 인가 각도가 작아지고, 조직의 속도가 높을수록 상기 인가 각도가 커지도록 설계된 B1 자장과 경사 자장을 포함하는 사전인가펄스열을 제공한다.

[0010] 또한, 본 발명의 제2 측면에 따른 자기 공명 영상 생성 장치를 이용한 자기공명 영상 생성 방법은 MRI 스캐너에 대하여 대상체의 조직의 속도에 따라 인가 각도가 조절되는 사전인가펄스열을 제공하는 단계 및 상기 사전인가펄스열에 따라 획득된 자기공명영상 신호로부터 혈관벽 강조 영상을 생성하는 단계를 포함한다. 이때, 사전인가펄스열은 조직의 속도가 낮을수록 상기 인가 각도가 작아지고, 조직의 속도가 높을수록 상기 인가 각도가 커지도록 설계된 B1 자장과 경사 자장을 포함한다.

발명의 효과

[0011] 전술한 본 발명의 과제 해결 수단에 의하면, 본 발명은 혈관 내강의 신호를 억제시키면서 혈관벽을 선명하게 표시할 수 있는 MRI 영상을 획득할 수 있게 한다. 이와 같이, 방사능피폭 위험이나, 조영제 사용에 따른 부작용 등이 전혀 없으면서 혈관벽에 생기는 이상징후를 자세히 살펴볼수 있는 고화질 혈관벽 영상을 얻게 함으로써 혈관질환 병변의 정밀진단을 가능하게 한다.

도면의 간단한 설명

[0012] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 생성 장치를 전체적으로 나타낸 블록도이다.

도 2는 본 발명이 획득하고자 하는 혈관벽이 강조된 영상을 예시적으로 도시한 도면이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈관벽 이미지를 획득하기 위한 자기 공명 영상 생성 방법을 나타내는 순서도이다.

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

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 속도선택 사전 인가 펄스의 설계에 사용하고자 하는 푸리에 변환식을 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따라 인가되는 속도 선택 사전 인가 펄스의 예를 도시한 것이다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따라 인가되는 속도 선택 사전 인가 펄스가 k-스페이스에 축적하는 가중치를 도시한 도면이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따라 인가되는 속도 선택 사전 인가 펄스에 의해 생성되는 Mxy와 Mz 값을 도시한 도면이다.

도 9는 본 발명의 다른 실시예에 따른 속도 선택 사전 인가 펄스의 예를 도시한 것이다.

도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 속도선택 사전 인가 펄스열을 이용하여 획득한 혈관벽 영상을 도시한 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0013] 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.

[0014] 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.

[0015] 본 명세서에서 "자기 공명 영상 (MRI: Magnetic Resonance Imaging) 장치"는 핵자기 공명(NMR, Nuclear Magnetic Resonace)이라는 물리학적 원리에 기반한 영상을 획득하기 위해 대상체로 자기장과 비전리 방사선(라디오 고주파)을 인가하는 장치를 의미한다.

[0016] 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.

[0017] 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.

[0018] 또한, "사용자"는 의료 전문가로서 의사, 간호사, 의료 영상 전문가 등이나 장치 수리 기술자가 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0019] 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.

[0020] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 자기 공명 영상장치의 실시예들에 대해서 설명하도록 한다.

[0021] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 생성 장치를 전체적으로 나타낸 블록도이다.

[0022] 자기 공명 영상 생성 장치(1)는 MRI 스캐너(10), 신호 처리부(20), 제어부(40), 모니터링부(50) 및 인터페이스부(60)를 포함할 수 있다.

[0023] 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.

[0024] 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.

[0025] 주 자석(12)은 대상체에 포함된 원자핵들의 자기 쌍극자 모멘트(magnetic dipole moment)의 방향을 일정한 방향으로 정렬하는 정자기장(static magnetic field)을 생성한다.

[0026] 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.

[0027] 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.

[0028] 예를 들어, RF 코일(16)은 원자핵을 낮은 에너지 상태로부터 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 상태로부터 낮은 에너지 상태로 천이하면서 라모어 주파수를 갖는 전자파를 방사하게 되며, RF 코일(16)은 해당 전자파 신호를 수신한다.

[0029] 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.

[0030] 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.

[0031] MRI 스캐너(10)는 디스플레이를 통해 사용자나 대상체에게 각종 정보를 제공할 수 있으며, 외측에 배치된 디스플레이(18)와 내측에 배치된 디스플레이(미도시)를 포함할 수 있다.

[0032] 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.

[0033] 신호 처리부(20)는 경사자장 증폭기(22), 스위칭부(24), RF 송신부(26) 및 RF 수신부(28)를 포함할 수 있다.

[0034] 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 합성될 수 있다.

[0035] 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.

[0036] 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.

[0037] 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.

[0038] 영상 처리부(36)는 RF 수신부(28)로부터 수신되는 자기 공명 영상 신호를 처리하여, 대상체에 대한 MR 화상 데이터를 생성할 수 있다.

[0039] 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.

[0040] 영상 처리부(36)는, 예를 들어, k 공간에 디지털 데이터를 배치하고, 이러한 데이터를 2차원 또는 3차원 푸리에 변환을 하여 화상 데이터로 재구성할 수 있다.

[0041] 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 복

수의 자기 공명 영상 신호를 화상 데이터로 재구성할 수도 있다.

[0042] 또한, 영상 처리부(36)는 사전인가펄스열에 따라 획득된 자기공명영상 신호로부터 혈관벽 강조 영상을 생성하며, 그 구체적인 내용에 대해서는 추후 설명하기로 한다.

[0043] 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.

[0044] 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.

[0045] 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.

[0046] 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.

[0047] 제어부(40)는 MRI 스캐너(10)에 대하여 대상체의 조직의 속도에 따라 인가(excitation) 각도가 조절되는 사전인가펄스열을 제공한다. 이때, 사전인가펄스열은 조직의 속도가 낮을수록 인가 각도가 작아지고, 조직의 속도가 높을수록 인가 각도가 커지도록 설계된 B1 자장과 경사 자장을 포함하는 것을 특징으로 한다. 그 구체적인 내용에 대해서는 추후 설명하기로 한다.

[0048] 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.

[0049] 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, 컴프레셔의 상태 등을 모니터링하고 제어할 수 있다.

[0050] 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.

[0051] 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.

[0052] 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.

[0053] 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.

[0054] 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 저

장된 정보를 유지하기 위하여 전력이 필요한 휘발성 저장장치를 통칭하는 것이다.

[0055] 도 2는 본 발명이 획득하고자 하는 혈관벽이 강조된 영상을 예시적으로 도시한 도면이다.

[0056] 도 2의 좌측에 도시된 바와 같이, 혈관질환 진단을 위한 의료영상방법은 주로 내강 이미징 (lumen imaging) 에 의존해 왔으나 이는 혈관벽에서 시작되는 근본적인 병리적 프로세스를 직접 관찰하지 못한다는 한계를 가지고 있다. 이를 해결하기 위해, 본 발명에서는 우측에 도시된 바와 같이, 혈류부분을 흑색으로 표시하는 흑혈 (black blood) 로 처리하고, 혈관벽 신호를 최대한 크게하여 혈관벽과 내강사이의 영상대조가 매우 큰 영상을 제공한다.

[0057] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈관벽 이미지를 획득하기 위한 자기 공명 영상 생성 방법을 나타내는 순서도이고, 도 4는 본 발명의 일 실시예에 자기 공명 영상 생성 방법을 나타내는 타이밍 다이어그램이다.

[0058] 먼저, 자기 공명 영상 생성 장치(1)의 제어부(40)는 MRI 스캐너(10)에 대하여 대상체의 조직의 속도에 따라 인가(excitation) 각도 또는 숙임각이 조절되는 사전인가펄스열을 제공한다(S310).

[0059] 이때, 사전인가펄스열은 조직의 속도가 낮을수록 인가 각도가 작아지고, 조직의 속도가 높을수록 인가 각도가 커지도록 설계된 B1 자장과 경사 자장을 포함한다. 그 결과 속도가 낮은 조직의 자기스핀의 수직성분은 높게, 속도가 높은 조직의 자기스핀의 수직성분은 낮게 형성된다.

[0060] 다음으로, 3D 영상신호획득과정을 통해 사전인가펄스열에서 생성된 영상대조를 갖는 혈관벽 강조 영상을 생성한다(S320).

[0061] 도 4에서 도시된 바와 같이, 속도 선택 사전인가펄스열을 제공하는 단계(S310), 소정의 지연 시간(T1)이 경과하는 단계, 지방포화 억제 펄스가 제공되는 단계, 세그먼트화된 3D 자기공명영상 신호가 획득되는 단계(S320)이 반복적으로 수행되고, 이를 기초로 혈관벽 강조 영상이 생성된다.

[0062] 이제, 본 발명의 주요 특징인 조직의 속도에 따라 인가 각도가 조절되는 사전인가펄스열에 대하여 좀더 상세하게 살펴보기로 한다.

[0063] 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 수학식 1과 같다.

[0064] [수학식 1]

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

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

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

[0065]

[0066] k_r (r의 푸리에 변수), k_v (v 의 푸리에 변수)로 구성되는 다차원 k-스페이스상에 가해지는 B1 자장의 푸리에 변환으로 표현되며, 이러한 k-스페이스상의 B1 자장의 가중치가 우리가 목표로 하는 M_{xy} 프로파일의 역 푸리에 변환이 되도록 B1 자장과 경사 자장 (gradient field)을 디자인 한다.

[0067] k_r 은 경사 자장 (G) 의 넓이 (zeroth moment)에 비례하며, k_v 는 경사자장의 1차 모멘트 (first moment) 에 비례한다.

[0068] 사전인가 펄스용도로 사용되는 경우, 인가 결과로 생성되는 M_z 성분이 중요하며, M_{xy} 성분과의 관계식은 아래와 같이 수학식 2로 표현된다.

[0069] [수학식 2]

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

where M_0 = magnetization at equilibrium

[0070]

[0071] 즉, M_z가 커지면, M_{xy}가 작아지고, M_z가 작아지면, M_{xy}가 커지는 관계를 갖는다.

[0072] 본 발명에서는 사전인가펄스열의 설계를 위해, x(t) 와 X(w) 사이의 푸리에 트랜스폼 관계식을 수학식 1의 v 와 k_v 도메인에 적용하여 디자인 한다.

[0073] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 속도선택 사전 인가 펄스의 설계에 사용하고자 하는 푸리에 변환식을 설명하기 위한 도면이다.

[0074] 도 5에 도시된 바와 같이, 구형파에 이루어진 x(t) 를 푸리에 변환하면, (-1/n)를 계수로 갖는 푸리에 변환식이 도출된다. 이때, n은 홀수인 정수를 나타낸다.

[0075] 이와 같이, kv 축에 (1/n) 크기의 상대적인 가중치가 적용되도록 B1 자장과 경사 자장 파형을 디자인 하며, 그 예는 도 7에 도시된 바와 같다.

[0076] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따라 인가되는 속도 선택 사전 인가 펄스의 예를 도시한 것이다.

[0077] 도시된 바와 같이, 경사 자장은 바이폴라 경사 자장 펄스로 제공되고, B1 자장은 바이폴라 경사 자장의 펄스들 사이에, (-1/n, n은 홀수인 정수) 의 진폭이 적용된 펄스로 제공된다.

[0078] 한편, 도 7은 도 6에 도시된 사전 인가 펄스열의 의미를 수학식 1로 표현된 k-스페이스 관점에서 표현한 것이다.

[0079] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따라 인가되는 속도 선택 사전 인가 펄스가 k-스페이스에 축적하는 가중치를 도시한 도면이다.

[0080] 각각의 바이폴라 경사 자장 펄스는 넓이가 0이므로 kr을 변화시키지 않으면서 kv 만 (-1/n) 형태로 변화시키기 때문에, r 방향으로는 인가변화가 없고 v 방향으로만, 도 6의 x(t) 로 표현된 구형파 형태의 인가가 발생한다. 즉 공간적으로는 선택적이지 않으면서 속도에만 선택적인 인가가 발생하며, 이에 따라 본 발명이 목적으로 하는 속도가 0인 혈관벽을 선택적으로 인가할 수 있게 된다.

[0081] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따라 인가되는 속도 선택 사전 인가 펄스에 의해 생성되는 Mxy와 Mz 값을 도시한 도면이다.

[0082] 도시된 바와 같이, Mxy의 절대값은 도5의 x(t) 의 절대값과 같은 특징을 가지며, Mz는 도 5에 도시된 수학식에 의해, |Mxy|가 최대일 때, Mz는 최소가 되고, |Mxy|가 최소일 때, Mz는 최대가 되고 관계를 갖는다. 이에 따라, 혈관벽과 같이 조직의 속도가 0인 조직에 대해서는 높은 신호를 획득하고, 혈류와 같이 움직이는 속도가 높은 조직에 대해서는 0에 가까운 신호를 획득한다.

[0083] 이를 달리 표현하면, 본 발명의 사전인가펄스열은 조직의 속도가 낮은 경우 인가 각도가 작아져, 종축 성분의 크기(Mz)를 크게하고, 조직의 속도가 높은 경우 인가 각도를 크게하여, 종축 성분의 크기(Mz)를 작게한다.

[0084] 한편, 이와 같은 사전인가펄스열을 인가하되, MRI 스캐너내 자기장의 오차를 고려하연, 변형된 사전인가펄스열을 고려할 수 있다.

[0085] 도 9는 본 발명의 다른 실시예에 따른 속도 선택 사전 인가 펄스의 예를 도시한 것이다.

[0086] 도시된 바와 같이, B1 자장에서 180도 회전을 위한 리포커싱 펄스가 추가된 것에 특징이 있다.

[0087] 경사 자장은 유니폴라 경사 자장 펄스와 바이폴라 경사 자장 펄스가 반복되는 형태로 제공되고, B1 자장은 유니폴라 경사 자장 펄스와 바이폴라 경사 자장의 펄스 사이에 제공되는 리포커싱 펄스와 2번의 리포커싱 펄스 마다 (-1/n) 크기가 적용된 펄스로 제공된다.

[0088] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 속도선택 사전 인가 펄스열을 이용하여 획득한 혈관벽 영상을 도시한 것이다.

[0089] 허벅지 내의 대퇴동맥(femoral artery)와 대퇴정맥(femoral vein)혈관벽을 선명하게 보여주며, 혈관벽 내부의 혈류 신호가 잘 억제되어 있음을 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

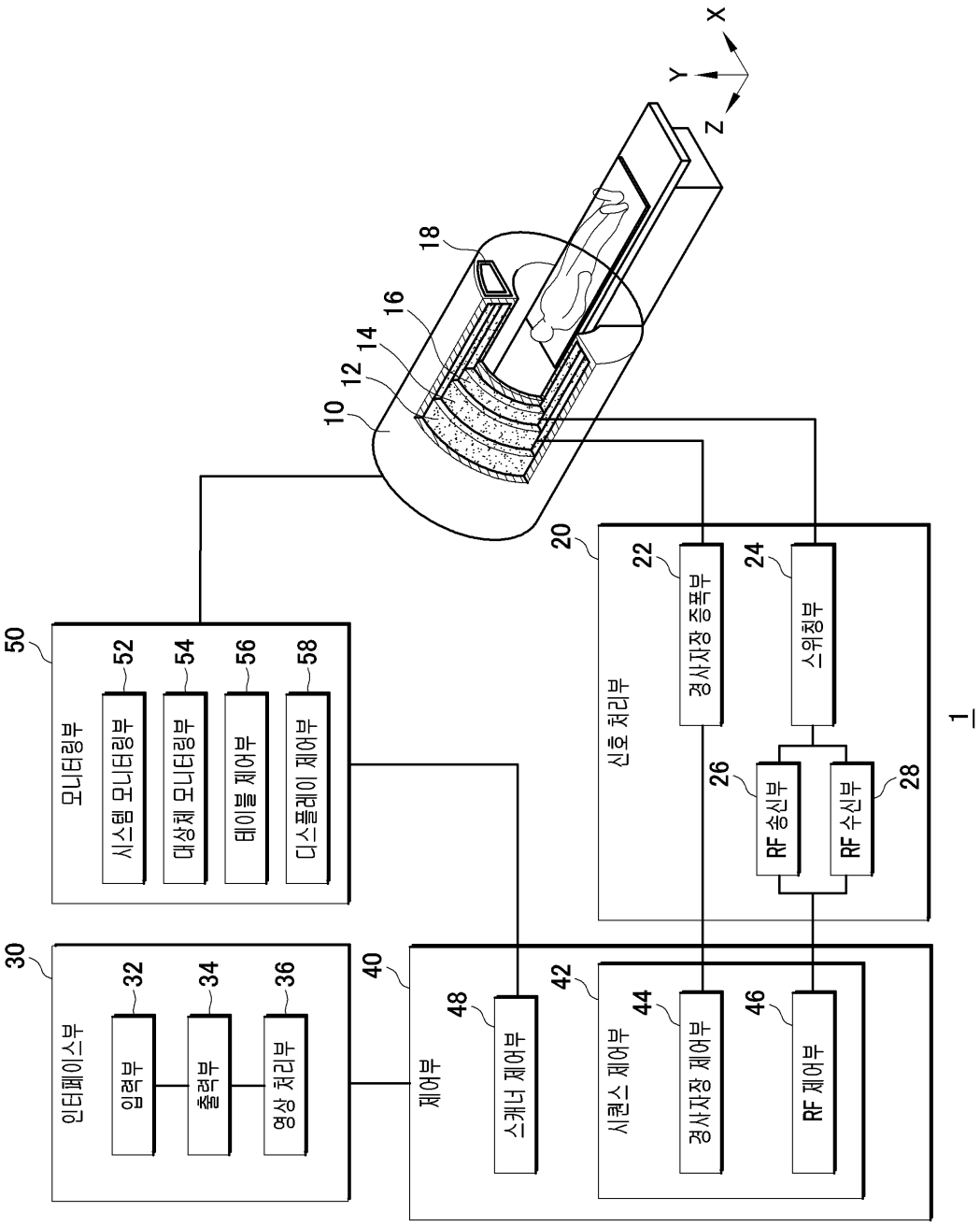
36: 영상처리부

40: 제어부

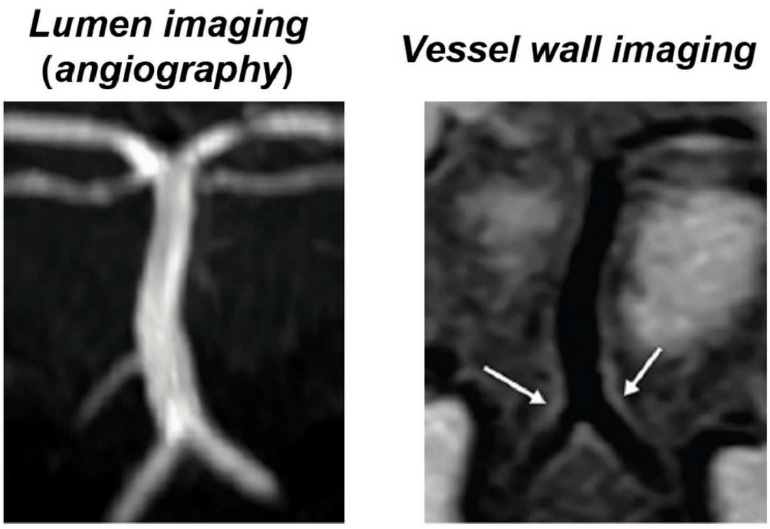
50: 모니터링부

도면

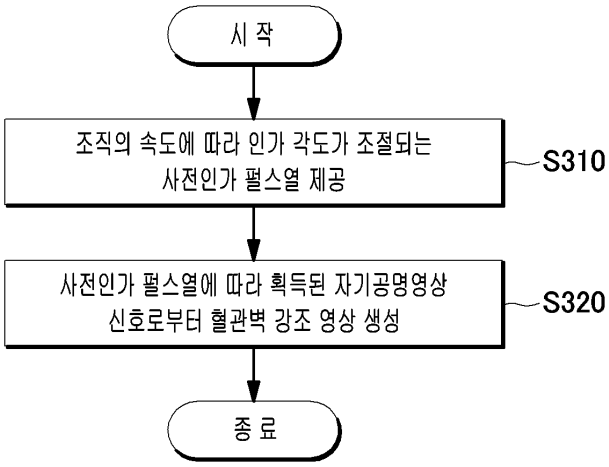
도면1


X
Y
Z
10
12
14
16
18
1
20
신호 처리부
22
경사자장 증폭부
24
스위칭부
26
RF 송신부
28
RF 수신부
30
인터페이스부
32
입력부
34
출력부
36
영상 처리부
40
제어부
42
시퀀스 제어부
44
경사자장 제어부
46
RF 제어부
48
스캐너 제어부
50
모니터링부
52
시스템 모니터링부
54
대상체 모니터링부
56
테이블 제어부
58
디스플레이 제어부

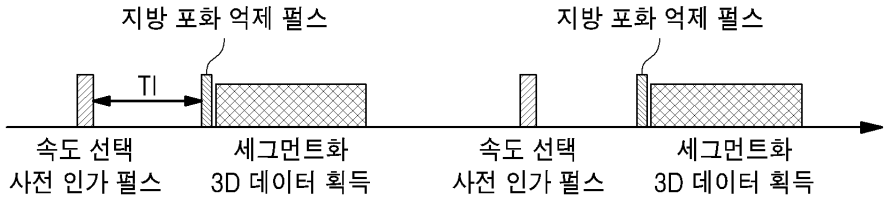
도면2


Lumen imaging
(angiography)
Vessel wall imaging

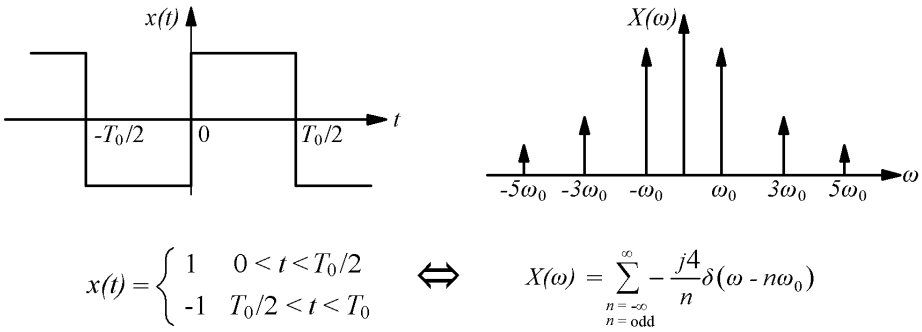
도면3


시 작
조직의 속도에 따라 인가 각도가 조절되는
사전인가 펄스열 제공
S310
사전인가 펄스열에 따라 획득된 자기공명영상
신호로부터 혈관벽 강조 영상 생성
S320
종 료

도면4

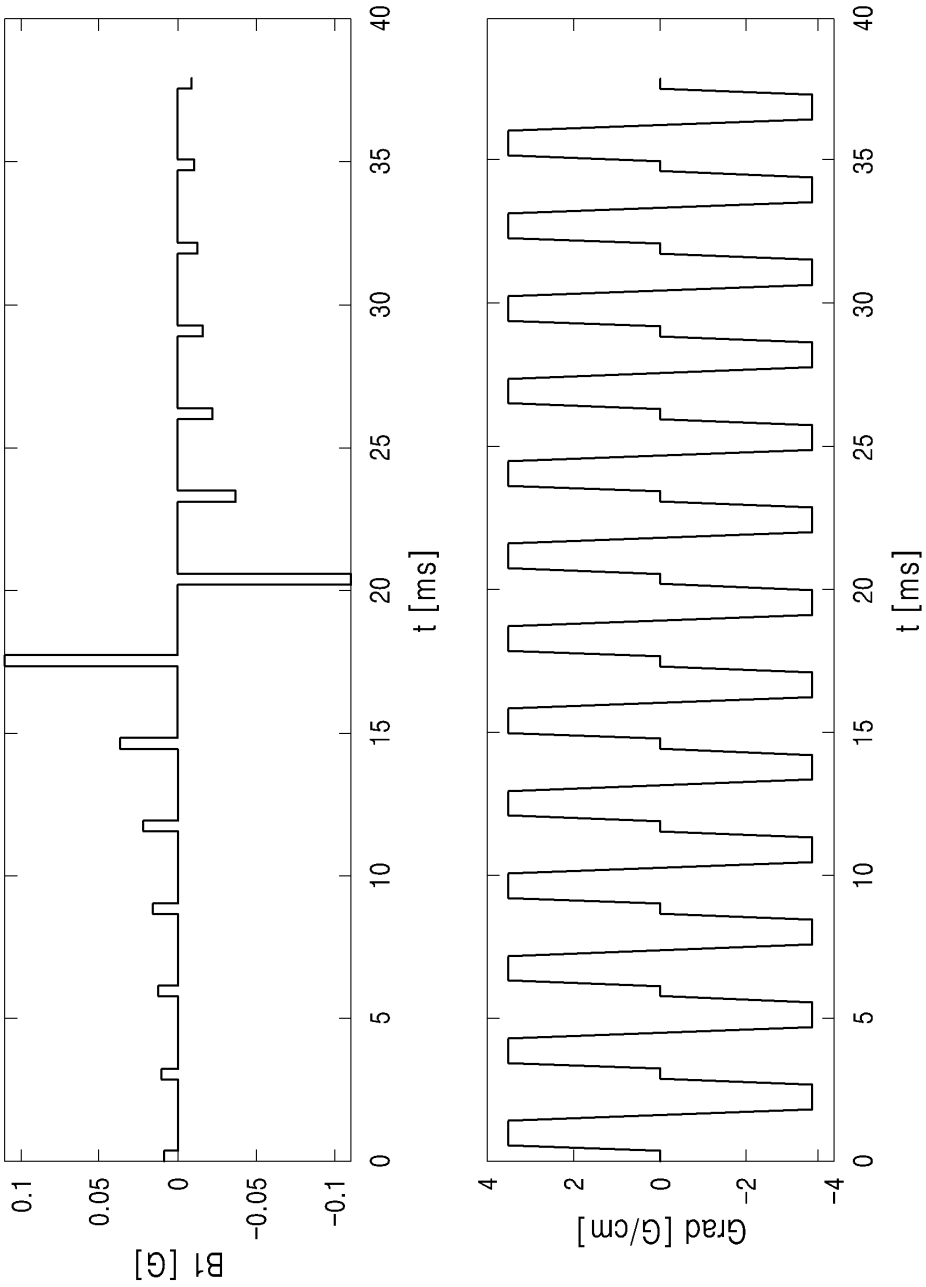

지방 포화 억제 펄스
TI
지방 포화 억제 펄스
속도 선택
사전 인가 펄스
세그먼트화
3D 데이터 획득
속도 선택
사전 인가 펄스
세그먼트화
3D 데이터 획득

도면5

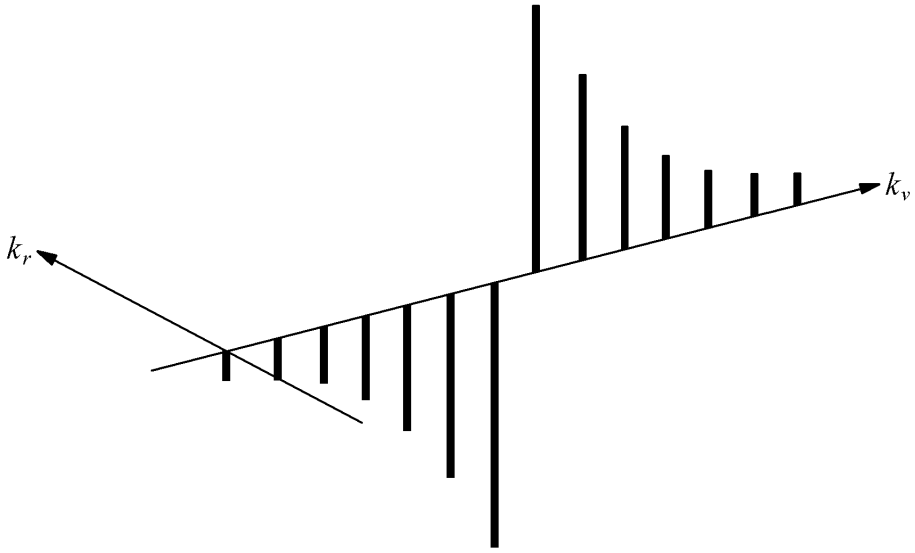


$$x(t) = \begin{cases} 1 & 0 < t < T_0/2 \\ -1 & T_0/2 < t < T_0 \end{cases} \quad \Leftrightarrow \quad X(\omega) = \sum_{\substack{n=-\infty \\ n=\text{odd}}}^{\infty} -\frac{j4}{n}\delta(\omega - n\omega_0)$$

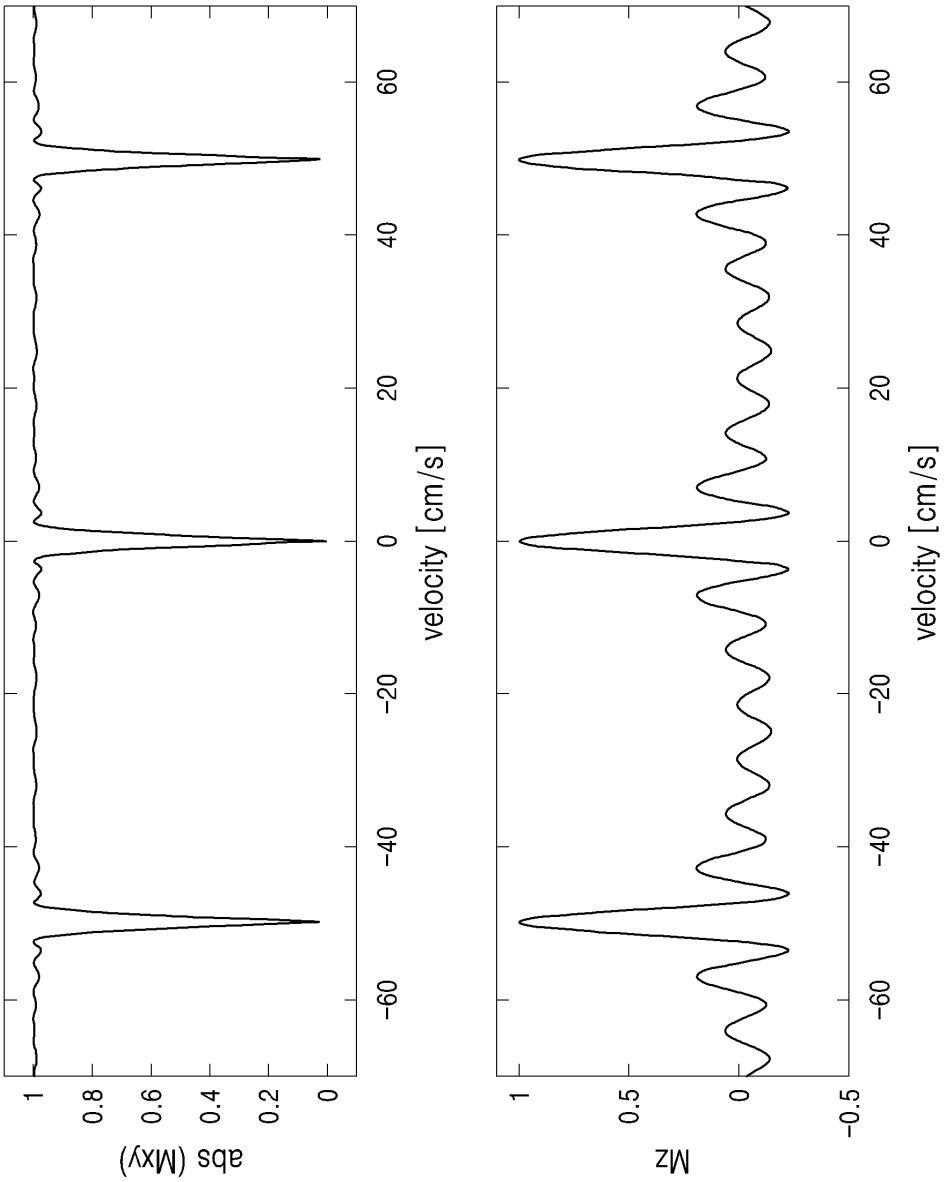
도면6



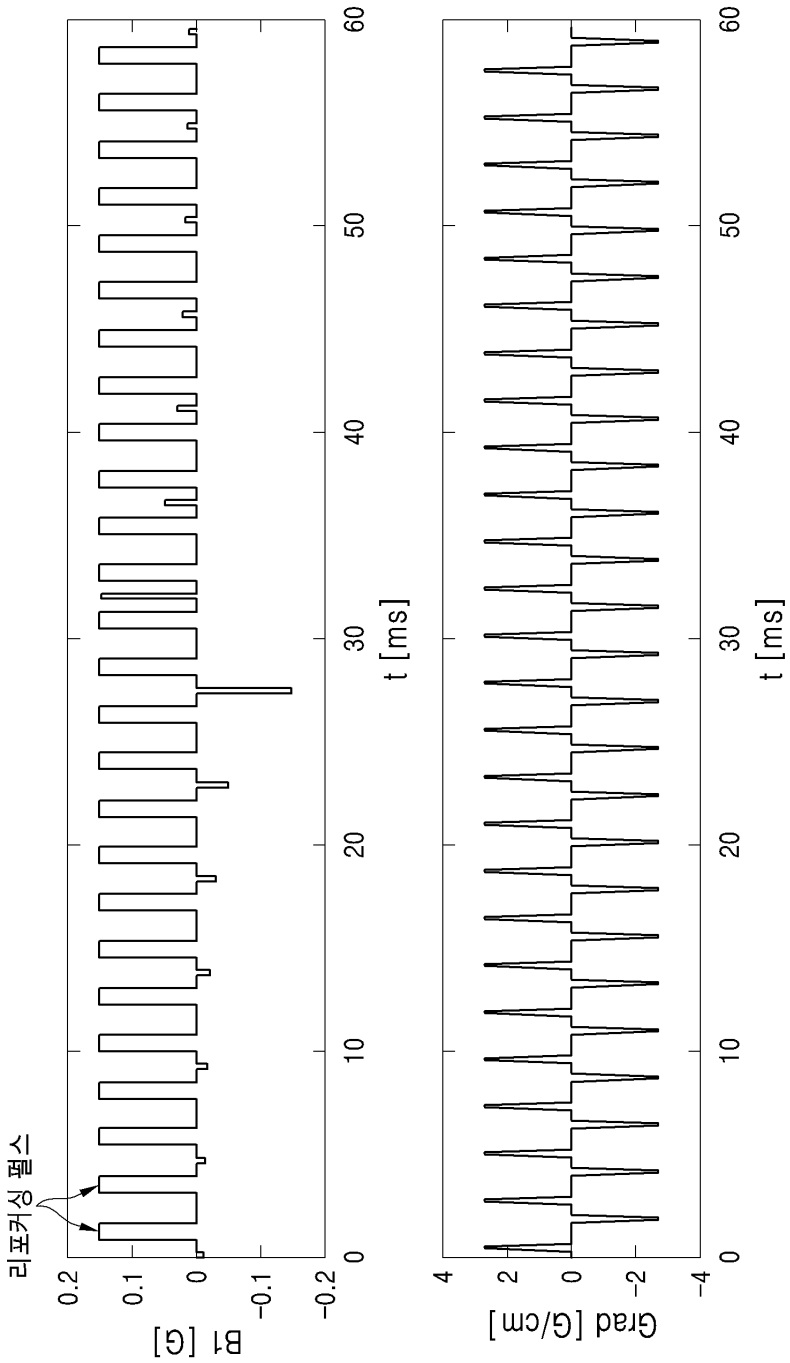
도면7



도면8


abs (Mxy)
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
-60
-40
-20
0
20
40
60
velocity [cm/s]
Mz
1
0.5
0
-0.5
-60
-40
-20
0
20
40
60
velocity [cm/s]

도면9


리포커싱 펄스
B1 [G]
0.2
0.1
0
−0.1
−0.2
0
10
20
30
40
50
60
t [ms]
Grad [G/cm]
4
2
0
−2
−4
0
10
20
30
40
50
60
t [ms]

도면10

