



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2022년08월29일  
(11) 등록번호 10-2437105  
(24) 등록일자 2022년08월23일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/055 (2006.01) G01R 33/32 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 5/055 (2022.01)  
G01R 33/32 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2015-0140613  
(22) 출원일자 2015년10월06일  
심사청구일자 2020년09월23일  
(65) 공개번호 10-2016-0056271  
(43) 공개일자 2016년05월19일  
(30) 우선권주장  
62/078,060 2014년11월11일 미국(US)  
(56) 선행기술조사문헌  
Ma D, etc., Magnetic resonance  
fingerprinting. Nature. Vol.495, pp.187~193  
(2013.03.14.)\*  
US20050171422 A1\*  
\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자  
삼성전자주식회사  
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)  
연세대학교 산학협력단  
서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대  
학교)  
(72) 발명자  
강래훈  
경기도 수원시 영통구 영통로 232, 801동 1104호  
(영통동, 두산.우성.한신아파트)  
김동현  
서울특별시 서초구 효령로 391, 6동 401호 (서초  
동, 무지개아파트)  
(74) 대리인  
리앤목특허법인  
(뒷면에 계속)

전체 청구항 수 : 총 10 항

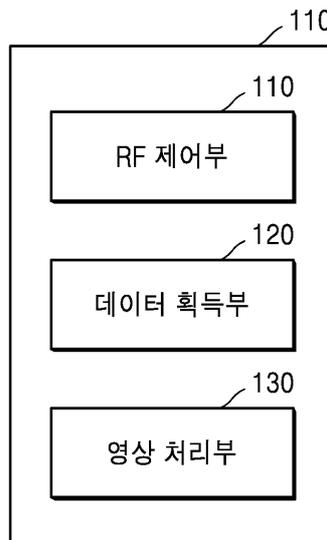
심사관 : 박찬아

(54) 발명의 명칭 자기 공명 영상을 통해 대상체의 속성을 정량화하기 위한 방법 및 장치

(57) 요약

멀티 파라미터 맵핑 (magnetic resonance fingerprinting) 을 통해, 자기 공명 영상 장치가 제1 물질 및 제2 물질을 포함하는 대상체의 자기 공명 영상을 처리하기 위한 방법 및 장치가 개시된다.

대표도 - 도3



(72) 발명자

**김민오**

서울특별시 서대문구 충정로 30, 208호 (충정로3가, 충정아파트)

**한동엽**

서울특별시 성북구 창경궁로35다길 52 (성북동1가)

**황도식**

서울특별시 양천구 목동서로 340, 930동 702호 (신정동, 목동신시가지아파트9단지)

**박용섭**

서울특별시 성동구 왕십리로 280, 105동 103호 (행당동, 행당동삼부아파트)

**박중범**

경기도 수원시 영통구 삼성로 130, R3 19층 (매탄동)

**이재성**

서울특별시 송파구 잠실로 62, 310동 1101호 (잠실동, 트리지움)

**명세서**

**청구범위**

**청구항 1**

멀티 파라미터 맵핑 (multi-parameter mapping) 을 통해, 자기 공명 영상 장치가 제1 물질 및 제2 물질을 포함하는 대상체의 자기 공명 영상을 처리하기 위한 방법으로서,

복수의 RF 펄스를 대상체에 인가하는 단계, 상기 복수의 RF 펄스 각각은 인접한 RF 펄스와 제1 반복 시간 (TR; repetition time) 및 제2 반복 시간 중 어느 하나로 구분되고;

상기 제1 물질에 대응하는 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 물질에 대응하는 제2 자기 공명 신호들을 K 공간에서 언더샘플링 (undersampling) 하는 단계; 및

상기 언더샘플링된 제1 및 제2 자기 공명 신호들과 멀티 파라미터 맵핑을 위한 신호 모델을 매칭 (matching) 하여, 상기 대상체에 대한 자기 공명 영상 내의 적어도 하나의 지점에서 상기 제1 물질 및 상기 제2 물질에 대응되는 속성값을 결정하는 단계; 를 포함하고,

상기 복수의 RF 펄스는 상기 제1 반복 시간이 제1 복수회 반복되는 제1 구간, 및 상기 제2 반복 시간이 제2 복수회 반복되는 제2 구간을 갖고,

상기 제1 구간 및 상기 제2 구간은 주기에 따라 번갈아 반복되고,

첫번째 주기 동안 상기 제1 반복 시간은 상기 제1 구간에서 제1 복수회 반복되고, 두번째 주기 이후 상기 제1 반복 시간은 상기 제1 구간에서 제2 복수회 반복되는 것을 특징으로 하는, 방법.

**청구항 2**

제1 항에 있어서,

상기 제1 반복 시간 및 상기 제2 반복 시간은 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들 상호 간 직교성 (orthogonality) 을 증가시키도록 미리 결정되는 것을 특징으로 하는, 방법.

**청구항 3**

삭제

**청구항 4**

제2 항에 있어서,

상기 제1 반복 시간은 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들이 동상 (in-phase) 이도록 미리 결정되고,

상기 제2 반복 시간은 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들이 역상 (out-of-phase) 이도록 미리 결정되는 것을 특징으로 하는, 방법.

**청구항 5**

제1 항에 있어서,

상기 복수의 RF 펄스는 상기 제1 반복 시간, 및 상기 제2 반복 시간을 포함하는 n 개의 반복 시간으로 구분되고,

상기 n 개의 반복 시간은, 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들 상호 간 직교성 (orthogonality) 을 증가시키도록 결정되는 것을 특징으로 하는, 방법.

**청구항 6**

◆청구항 6은(는) 설정등록료 납부시 포기되었습니다.◆

제5 항에 있어서,

상기 n 개의 반복 시간은 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들이 서로  $(2\pi k)/n$  만큼의 위상차를 갖도록 결정되고,  $k = 1, 2, 3, \dots, n$  인 것을 특징으로 하는, 방법.

**청구항 7**

삭제

**청구항 8**

삭제

**청구항 9**

삭제

**청구항 10**

제1 항에 있어서,

상기 대상체에 대한 자기 공명 영상 내의 적어도 하나의 지점에서 상기 제1 물질 및 상기 제2 물질에 대응되는 속성값은, 상기 제1 및 상기 제2 물질의 비율, 상기 제1 물질의 T1 및 T2, 상기 제2 물질의 T1 및 T2, 및 상기 제1 물질과 상기 제2 물질 간의 이탈 공명 (off-resonance) 중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는, 방법.

**청구항 11**

멀티 파라미터 맵핑 (multi-parameter mapping) 을 통해, 자기 공명 영상 장치가 제1 물질 및 제2 물질을 포함하는 대상체의 자기 공명 영상을 처리하기 위한 장치로서,

복수의 RF 펄스를 대상체에 인가하도록 구성된 RF 제어부, 상기 복수의 RF 펄스 각각은 인접한 RF 펄스와 제1 반복 시간 (TR; repetition time) 및 제2 반복 시간 중 어느 하나로 구분되고;

상기 제1 물질에 대응하는 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 물질에 대응하는 제2 자기 공명 신호들을 K 공간에서 언더샘플링 (undersampling) 하도록 구성된 데이터 획득부; 및

상기 언더샘플링된 제1 및 제2 자기 공명 신호들과 멀티 파라미터 맵핑을 위한 신호 모델을 매칭 (matching) 하여, 상기 대상체에 대한 자기 공명 영상 내의 적어도 하나의 지점에서 상기 제1 물질 및 상기 제2 물질에 대응되는 속성값을 결정하도록 구성된 영상 처리부; 를 포함하고,

상기 복수의 RF 펄스는 상기 제1 반복 시간이 제1 복수회 반복되는 제1 구간, 및 상기 제2 반복 시간이 제2 복수회 반복되는 제2 구간을 갖고,

상기 제1 구간 및 상기 제2 구간은 주기에 따라 번갈아 반복되고,

첫번째 주기 동안 상기 제1 반복 시간은 상기 제1 구간에서 제1 복수회 반복되고, 두번째 주기 이후 상기 제1 반복 시간은 상기 제1 구간에서 제2 복수회 반복되는 것을 특징으로 하는, 장치.

**청구항 12**

제11 항에 있어서,

상기 제1 반복 시간 및 상기 제2 반복 시간은 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들 상호간 직교성 (orthogonality) 을 증가시키도록 미리 결정되는 것을 특징으로 하는, 장치.

**청구항 13**

삭제

**청구항 14**

제12 항에 있어서,

상기 제1 반복 시간은 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들이 동상 (in-phase) 이도록 미리 결정되고,

상기 제2 반복 시간은 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들이 역상 (out-of-phase) 이도록 미리 결정되는 것을 특징으로 하는, 장치.

**청구항 15**

제11 항에 있어서,

상기 복수의 RF 펄스는 상기 제1 반복 시간, 및 상기 제2 반복 시간을 포함하는 n 개의 반복 시간으로 구분되고,

상기 n 개의 반복 시간은, 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들 상호 간 직교성 (orthogonality) 을 증가시키도록 결정되는 것을 특징으로 하는, 장치.

**청구항 16**

◆청구항 16은(는) 설정등록료 납부시 포기되었습니다.◆

제15 항에 있어서,

상기 n 개의 반복 시간은 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들이 서로  $(2\pi k)/n$  만큼의 위상차를 갖도록 결정되고,  $k = 1, 2, 3, \dots, n$  인 것을 특징으로 하는, 장치.

**청구항 17**

삭제

**청구항 18**

삭제

**청구항 19**

삭제

**청구항 20**

제1 항 내지 제2 항, 제4 항 내지 제6 항 및 제10 항 중 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터 판독 가능 기록매체.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본원발명은 자기 공명 영상 장치 및 자기 공명 영상 장치의 영상 처리 방법에 관한 것으로서, 보다 상세하게는, 자기 공명 영상을 통해 대상체의 속성들을 구별하여 정량화하기 위한 방법 및 장치에 관한 것이다.

**배경 기술**

- [0002] 자기 공명 영상 (MRI: magnetic resonance imaging) 촬영 장치는 자기장을 이용해 피사체를 촬영하는 장치로, 뼈는 물론 디스크, 관절, 신경 인대 등을 원하는 각도에서 입체적으로 보여주기 때문에 정확한 질병 진단을 위해서 널리 이용되고 있다.
- [0003] 자기 공명 영상 장치는 자기 공명 (MR: magnetic resonance) 신호를 획득하고, 획득된 자기 공명 신호를 영상으로 재구성하여 출력한다. 구체적으로, 자기 공명 영상 장치는 RF 코일들을 포함하는 고주파 멀티 코일, 영구자석 및 그래디언트 코일 등을 이용하여 자기 공명 신호를 획득한다.
- [0004] 구체적으로, 고주파 신호 (Radio Frequency signal) 를 생성하기 위한 펄스 시퀀스를 적용하여, 고주파 멀티 코일을 통하여 고주파 신호를 대상체에 인가하고, 인가된 고주파 신호에 대응하여 생성되는 자기 공명 신호 (MR 신호) 를 샘플링하여 자기 공명 영상을 복원한다.
- [0005] 현재 자기 공명 영상 (MRI) 의 촬영 시간은 30분 전후로 소요된다. 일반적으로, 자기 공명 영상 (MRI) 촬영 장치는 길고 좁은 통 (이하, 'MRI 촬영 관') 으로 형성되어 있다. 따라서, 자기 공명 영상을 촬영하고자 하는 환자는 MRI 촬영 관 속에 들어가서 촬영 시간 동안 움직이지 말고 있어야 한다. 따라서, 중환자나 폐쇄 공포증 환자는 자기 공명 영상을 촬영하기가 어려우며, 일반 환자의 경우에도 촬영 시간이 길어짐에 따라서 지루함과 불편함을 느끼게 된다.
- [0006] 따라서, 자기 공명 영상의 촬영 시간을 단축시킬 수 있는 영상 처리 장치 및 방법이 필요하다.
- [0007] 자기 공명 영상의 촬영 시간을 단축시키기 위하여, 많은 방법들이 시도되어 왔다. 예컨대, MR 신호를 K-공간의 모든 라인에 대하여 샘플링하지 않고, MR 신호를 K-공간 상에서 일정한 간격의 라인에 대해 언더 샘플링하고, 언더 샘플링된 K-공간 데이터를 캘리브레이션하여 최종 자기 공명 영상을 이미징하는 방법이 이용될 수 있다.
- [0008] 예를 들어, 그라파 (GRAPPA: generalized autocalibrating partially parallel acquisitions) 기법은 K-공간 기반의 이미징 방법 중 하나로서, 셀프 캘리브레이션을 통해 캘리브레이션 신호와 인접하는 측정된 소스 신호 사이의 공간 상호작용 값인 공간 상관 (spatial correlations 또는 convolution kernels) 계수를 계산하고, 미 측정된 신호는 계산된 공간 상관 계수를 이용하여 추정함으로써, 자기 공명 영상의 촬영 시간을 단축시킬 수 있다.
- [0009] 구체적으로, 그라파 기법은 언더샘플링 (undersampling) 된 데이터인 측정된 라인 데이터와 추가적으로 획득된 오토캘리브레이팅 라인 (ACS line: autocalibrating line) 데이터를 사용하여, 얻어지지 않은 K-공간의 라인들을 채널별로 복원한다.
- [0010] 자기 공명 영상의 촬영 시간을 단축시키고, 나아가, 복수의 파라미터를 수량화하기 위한 방법으로서, 멀티 파라미터 맵핑 (multi-parameter mapping) 이 이용될 수 있다. 대상체에 관한 파라미터를 수량화하기 위해, 데이터를 반복적으로 획득하는 고전적인 방법 대신에, 멀티 파라미터 맵핑 방법은 물질 또는 조직의 자기 공명 신호가 지문 (fingerprinting) 처럼 독특한 신호 전개 (signal evolution) 를 갖게 하는 의사 난수 (擬似亂數, pseudorandomized) 의 획득 방법을 이용할 수 있다. 예를 들어, 멀티 파라미터 맵핑 방법으로서, 자기 공명 핑거프린팅 방법이 이용될 수 있다.
- [0011] 획득된 자기 공명 신호는, 예견되는 신호 전개가 미리 수록된 신호 모델과 매칭 (matching) 됨으로써, 파라미터들이 양적 맵 (quantitative map) 으로 변환될 수 있다.
- [0012] 멀티 파라미터 맵핑에 있어, 물질 또는 조직의 자기 공명 신호가 독특한 신호 전개를 갖도록, 예를 들어, 의사 난수의 플립 각도 (flip angle) 와 반복 시간 (TR; repetition time) 이 이용될 수 있다.
- [0013] 그러나, 의사 난수의 플립 각도와 반복 시간 (TR) 이 이용되는 경우, 신호대잡음비 (SNR) 손실이 발생하고, 지방 신호 또는 이탈 공명 (off-resonance) 이 큰 신호의 경우 파라미터의 수량화가 제대로 이루어지지 않는 문제가 있다. 나아가, 서로 다른 물질들의 자기 공명 신호들이 명확히 구별되지 않는 문제가 발생할 수도 있다. 자기 공명 신호들이 명확히 구별되지 않는 경우, 신호 모델과 매칭되는 과정에서 오류가 발생할 가능성이 상승하여, 수량화된 파라미터에 대한 신뢰도 또한 하락하는 문제가 있다.

**선행기술문헌**

**특허문헌**

(특허문헌 0001) 미국 특허출원공개공보 US2005/0171422호(2005.08.04.)

**비특허문헌**

(비특허문헌 0001) Ma D, etc., Magnetic resonance fingerprinting. Nature. Vol.495, pp.187~193 (2013.03.14.)

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

- [0014] 개시되는 실시예들은, 신호대잡음비 (SNR) 손실의 발생을 억제하고, 지방 신호 또는 이탈 공명 (off-resonance) 이 큰 신호의 경우에도 효과적으로 파라미터를 수량화할 수 있는 자기 공명 영상 장치 및 자기 공명 영상 장치의 영상 처리 방법을 제공하고자 한다.
- [0015] 개시되는 실시예들은, 서로 다른 물질들의 자기 공명 신호들을 효과적으로 분리할 수 있는 자기 공명 영상 장치 및 자기 공명 영상 장치의 영상 처리 방법을 제공하고자 한다.

**과제의 해결 수단**

- [0016] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 개시의 제1 측면은, 멀티 파라미터 맵핑 (multi-parameter mapping) 을 통해, 자기 공명 영상 장치가 제1 물질 및 제2 물질을 포함하는 대상체의 자기 공명 영상을 처리하기 위한 방법으로서, 상기 제1 물질 및 상기 제2 물질에 기초하여 결정된 제1 반복 시간 (TR; repetition time) 및 제2 반복 시간으로 구분되는 복수의 RF 펄스를 상기 대상체에 인가하는 단계, 상기 제1 물질에 대응하는 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 물질에 대응하는 제2 자기 공명 신호들을 K 공간에서 언더 샘플링 (undersampling) 하는 단계 및 상기 언더샘플링된 제1 및 제2 자기 공명 신호들과 멀티 파라미터 맵핑을 위한 신호 모델을 매칭 (matching) 하여, 상기 대상체에 대한 자기 공명 영상 내의 적어도 하나의 지점에서 상기 제1 물질 및 상기 제2 물질에 대응되는 속성값을 결정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 방법을 제공할 수 있다.
- [0017] 또한, 상기 제1 반복 시간 및 상기 제2 반복 시간은 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들 상호 간 직교성 (orthogonality) 을 증가시키도록 결정되는 것을 특징으로 하는, 방법을 제공할 수 있다.
- [0018] 또한, 상기 제1 반복 시간 및 상기 제2 반복 시간은 상기 제1 물질 및 상기 제2 물질 간의 공명 주파수 차이에 기초하여 결정되는 것을 특징으로 하는, 방법을 제공할 수 있다.
- [0019] 또한, 상기 제1 반복 시간은 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들이 동상 (in-phase) 이도록 결정되고, 상기 제2 반복 시간은 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들이 역상 (out-of-phase) 이도록 결정되는 것을 특징으로 하는, 방법을 제공할 수 있다.
- [0020] 또한, 상기 복수의 RF 펄스는 상기 제1 반복 시간, 및 상기 제2 반복 시간을 포함하는 n 개의 반복 시간으로 구분되고, 상기 n 개의 반복 시간은, 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들 상호 간 직교성 (orthogonality) 을 증가시키도록 결정되는 것을 특징으로 하는, 방법을 제공할 수 있다.
- [0021] 또한, 상기 n 개의 반복 시간은 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들이 서로  $(2\pi k)/n$  만큼의 위상차를 갖도록 결정되는 것을 특징으로 하는, 방법을 제공할 수 있다. ( $k = 1, 2, 3, \dots, n$ )
- [0022] 또한, 상기 복수의 RF 펄스는 상기 제1 반복 시간이 복수회 반복되는 제1 구간 및 상기 제2 반복 시간이 복수회 반복되는 제2 구간으로 구분되는 것을 특징으로 하는, 방법을 제공할 수 있다.
- [0023] 또한, 상기 제1 구간 및 상기 제2 구간은 서로 번갈아 반복되는 것을 특징으로 하는, 방법을 제공할 수 있다.
- [0024] 또한, 상기 제1 구간에서 상기 제1 반복 시간이 반복되는 횟수 및 상기 제2 구간에서 상기 제2 반복 시간이 반복되는 횟수는 동일한 것을 특징으로 하는, 방법을 제공할 수 있다.
- [0025] 또한, 상기 대상체에 대한 자기 공명 영상 내의 적어도 하나의 지점에서 상기 제1 물질 및 상기 제2 물질에 대

응되는 속성값은, 상기 제1 및 상기 제2 물질의 비율, 상기 제1 물질의 T1 및 T2, 상기 제2 물질의 T1 및 T2, 및 상기 제1 물질과 상기 제2 물질 간의 이탈 공명 (off-resonance) 중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는, 방법을 제공할 수 있다.

- [0026] 또한, 본 개시의 제2 측면은, 멀티 파라미터 맵핑 (multi-parameter mapping) 을 통해, 자기 공명 영상 장치가 제1 물질 및 제2 물질을 포함하는 대상체의 자기 공명 영상을 처리하기 위한 장치로서, 상기 제1 물질 및 상기 제2 물질에 기초하여 결정된 제1 반복 시간 (TR; repetition time) 및 제2 반복 시간으로 구분되는 복수의 RF 펄스를 상기 대상체에게 인가하도록 구성된 RF 제어부, 상기 제1 물질에 대응하는 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 물질에 대응하는 제2 자기 공명 신호들을 K 공간에서 언더샘플링 (undersampling) 하도록 구성된 데이터 획득부 및 상기 언더샘플링된 제1 및 제2 자기 공명 신호들과 멀티 파라미터 맵핑을 위한 신호 모델을 매칭 (matching) 하여, 상기 대상체에 대한 자기 공명 영상 내의 적어도 하나의 지점에서 상기 제1 물질 및 상기 제2 물질에 대응되는 속성값을 결정하도록 구성된 영상 처리부를 포함하는 것을 특징으로 하는, 장치를 제공할 수 있다..
- [0027] 또한, 상기 제1 반복 시간 및 상기 제2 반복 시간은 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들 상호 간 직교성 (orthogonality) 을 증가시키도록 결정되는 것을 특징으로 하는, 장치를 제공할 수 있다.
- [0028] 또한, 상기 제1 반복 시간 및 상기 제2 반복 시간은 상기 제1 물질 및 상기 제2 물질 간의 공명 주파수 차이에 기초하여 결정되는 것을 특징으로 하는, 장치를 제공할 수 있다.
- [0029] 또한, 상기 제1 반복 시간은 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들이 동상 (in-phase) 이도록 결정되고, 상기 제2 반복 시간은 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들이 역상 (out-of-phase) 이도록 결정되는 것을 특징으로 하는, 장치를 제공할 수 있다.
- [0030] 또한, 상기 복수의 RF 펄스는 상기 제1 반복 시간, 및 상기 제2 반복 시간을 포함하는 n 개의 반복 시간으로 구분되고, 상기 n 개의 반복 시간은, 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들 상호 간 직교성 (orthogonality) 을 증가시키도록 결정되는 것을 특징으로 하는, 장치를 제공할 수 있다.
- [0031] 또한, 상기 n 개의 반복 시간은 상기 제1 자기 공명 신호들 및 상기 제2 자기 공명 신호들이 서로  $(2\pi k)/n$  만큼의 위상차를 갖도록 결정되는 것을 특징으로 하는, 장치를 제공할 수 있다. ( $k = 1, 2, 3, \dots, n$ )
- [0032] 또한, 상기 복수의 RF 펄스는 상기 제1 반복 시간이 복수회 반복되는 제1 구간 및 상기 제2 반복 시간이 복수회 반복되는 제2 구간으로 구분되는 것을 특징으로 하는, 장치를 제공할 수 있다.
- [0033] 또한, 상기 제1 구간 및 상기 제2 구간은 서로 번갈아 반복되는 것을 특징으로 하는, 장치를 제공할 수 있다.
- [0034] 또한, 상기 제1 구간에서 상기 제1 반복 시간이 반복되는 횟수 및 상기 제2 구간에서 상기 제2 반복 시간이 반복되는 횟수는 동일한 것을 특징으로 하는, 장치를 제공할 수 있다.
- [0035] 또한, 본 개시의 제3 측면은 제1 측면의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터 판독 가능 매체를 제공할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0036] 도 1은 일반적인 MRI 시스템의 개략도이다.
- 도 2는 도 1의 MRI 시스템에 포함되는 통신부를 상세히 나타내는 도면이다.
- 도 3은 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치를 나타내는 블록도이다.
- 도 4는 복셀 (voxel) 및 서브복셀 (sub-voxel) 을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 5는 정상 상태 (steady state) 를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 6은 일 실시예에 따른 펄스 시퀀스 모식도이다.
- 도 7은 3차원 K-공간 상에서 자기 공명 신호의 샘플링을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 8은 물과 지질 (lipid) 간의 화학적 이동 (chemical shift) 를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 9는 일 실시예에 따른 자기 공명 영상을 통해 대상체의 속성을 정량화하는 방법의 흐름도이다.

- 도 10은 제1 실험 및 제2 실험에 따른 팬텀의 측면도이다.
- 도 11a는 반복 시간 (TR; repetition time) 의 패턴의 일 예를 도시한다.
- 도 11b는 플립 각도 (flip angle) 의 패턴의 일 예를 도시한다.
- 도 12a 내지 도 12d는 제1 실험에 따라 획득된 신호들의 그래프들이다.
- 도 13a는 제1 실험에 따라 획득된, 팬텀에 대한 물 및 지방의 양성자 밀도맵 (proton density map) 이다.
- 도 13b는 제1 실험에 따라 획득된, 팬텀에 대한 물의 T1 맵 및 지방의 T1맵이다.
- 도 13c는 제1 실험에 따라 획득된, 팬텀에 대한 물의 T2맵 및 지방의 T2맵이다.
- 도 13d는 제1 실험에 따라 획득된, 팬텀의 이탈 공명 (off-resonance) 맵 및 B1 위상맵이다.
- 도 14a는 제1 실험에 따라 획득된, 생체 대상체에 대한 물 및 지방의 양성자 밀도맵 (proton density map) 이다.
- 도 14b는 제1 실험에 따라 획득된, 생체 대상체에 대한 물의 T1 맵 및 지방의 T1맵이다.
- 도 14c는 제1 실험에 따라 획득된, 생체 대상체에 대한 물의 T2맵 및 지방의 T2맵이다.
- 도 14d는 제1 실험에 따라 획득된, 생체 대상체에 대한 이탈 공명 (off-resonance) 맵 및 B1 위상맵이다.
- 도 14e는 제1 실험에 따라 획득된, 생체 대상체에 대한 조직들의 T1 및 T2를 나타내는 표이다.
- 도 15a는 반복 시간 (TR; repetition time) 의 패턴의 다른 예를 도시한다.
- 도 15b는 플립 각도 (flip angle) 의 패턴의 다른 예를 도시한다.
- 도 16a 내지 도 16c는 제2 실험에 따라 획득된 신호들의 그래프들이다.
- 도 17a는 제2 실험에 따라 획득된, 팬텀에 대한 물 및 지방의 양성자 밀도맵 (proton density map) 이다.
- 도 17b는 제2 실험에 따라 획득된, 팬텀에 대한 물의 T1 맵 및 지방의 T1맵이다.
- 도 17c는 제2 실험에 따라 획득된, 팬텀에 대한 물의 T2맵 및 지방의 T2맵이다.
- 도 18a는 제2 실험에 따라 획득된, 생체 대상체에 대한 물 및 지방의 양성자 밀도맵 (proton density map) 이다.
- 도 18b는 제2 실험에 따라 획득된, 생체 대상체에 대한 물의 T1 맵 및 지방의 T1맵이다.
- 도 18c는 제2 실험에 따라 획득된, 생체 대상체에 대한 물의 T2맵 및 지방의 T2맵이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0037] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나, 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다.
- [0038] 본 명세서에서 사용되는 용어에 대해 간략히 설명하고, 본 발명에 대해 구체적으로 설명하기로 한다.
- [0039] 본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 관례, 새로운 기술의 출현 등에 따라 달라질 수 있다. 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 발명의 설명 부분에서 상세히 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 본 발명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 본 발명의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.
- [0040] 명세서 전체에서 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있음을 의미한다. 또한, 명세서에서 사용되는 "부"라는 용어는 소프트웨어, FPGA 또는 ASIC과 같은 하드웨어 구성요소를 의미하며, "부"는 어떤 역할들을 수행한다. 그렇지만 "부"는 소프트웨어 또는 하드웨어에 한정되는 의미는 아니다. "부"는 어드레싱할 수 있는 저장 매체에 있도록 구성될 수도 있고 하나 또는 그 이상의 프로세서들을 재생시키도록 구성될 수도 있다. 따

라서, 일 예로서 "부"는 소프트웨어 구성요소들, 객체지향 소프트웨어 구성요소들, 클래스 구성요소들 및 태스크 구성요소들과 같은 구성요소들과, 프로세스들, 함수들, 속성들, 프로시저들, 서브루틴들, 프로그램 코드의 세그먼트들, 드라이버들, 펌웨어, 마이크로 코드, 회로, 데이터, 데이터베이스, 데이터 구조들, 테이블들, 어레이들 및 변수들을 포함한다. 구성요소들과 "부"들 안에서 제공되는 기능은 더 작은 수의 구성요소들 및 "부"들로 결합되거나 추가적인 구성요소들과 "부"들로 더 분리될 수 있다.

- [0041] 아래에서는 첨부한 도면을 참고하여 본 발명의 실시예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그리고, 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략한다.
- [0042] 본 명세서에서 "이미지"는 이산적인 이미지 요소들 (예를 들어, 2차원 이미지에 있어서의 픽셀들 및 3차원 이미지에 있어서의 복셀들) 로 구성된 다차원 (multi-dimensional) 데이터를 의미할 수 있다. 예를 들어, 이미지는 X-ray 장치, CT 장치, MRI 장치, 초음파 진단 장치, 및 다른 의료 영상 장치에 의해 획득된 대상체의 의료 이미지 등을 포함할 수 있다.
- [0043] 또한, 본 명세서에서 "대상체 (object)"는 사람 또는 동물, 또는 사람 또는 동물의 일부를 포함할 수 있다. 예를 들어, 대상체는 간, 심장, 자궁, 뇌, 유방, 복부 등의 장기, 또는 혈관을 포함할 수 있다. 또한, "대상체"는 팬텀 (phantom) 을 포함할 수도 있다. 팬텀은 생물의 밀도와 실효 원자 번호에 아주 근사한 부피를 갖는 물질을 의미하는 것으로, 신체와 유사한 성질을 갖는 구형 (sphere) 의 팬텀을 포함할 수 있다.
- [0044] 또한, 본 명세서에서 "사용자"는 의료 전문가로서 의사, 간호사, 임상 병리사, 의료 영상 전문가 등이 될 수 있으며, 의료 장치를 수리하는 기술자가 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0045] 또한, 본 명세서에서 "자기 공명 영상 (MR image: Magnetic Resonance image)"이란 핵자기 공명 원리를 이용하여 획득된 대상체에 대한 영상을 의미한다.
- [0046] 또한, 본 명세서에서 "펄스 시퀀스"란, MRI 시스템에서 반복적으로 인가되는 신호의 연속을 의미한다. 펄스 시퀀스는 RF 펄스의 시간 파라미터, 예를 들어, 반복 시간 (Repetition Time, TR) 및 에코 시간 (Time to Echo, TE) 등을 포함할 수 있다.
- [0047] 또한, 본 명세서에서 "펄스 시퀀스 모식도"란, MRI 시스템 내에서 일어나는 사건 (event) 들의 순서를 설명한다. 예컨대, 펄스 시퀀스 모식도란 RF 펄스, 경사 자장, MR 신호 등을 시간에 따라 보여주는 모식도일 수 있다.
- [0048] 또한, 본 명세서에서 "TR (Repetition Time)"이란 RF 펄스의 반복 시간을 의미할 수 있다. 예를 들어, 반복 시간은 소정 크기의 RF 펄스가 송신되는 시점으로부터 같은 크기의 RF 펄스가 다시 송신되는 시점까지의 시간을 의미할 수 있다.
- [0049] 또한, 본 명세서에서 "TE (Time to Echo)"는 RF 펄스가 송신된 이후 자기 공명 신호를 측정하기까지의 시간을 의미할 수 있다.
- [0050] 또한, 본 명세서에서 "공간 부호화"이란, RF 신호에 의한 양성자 스핀들의 탈위상에 더하여, 양성자 스핀들의 추가적인 탈위상을 일으키는 선형 경사자장을 인가함으로써 경사자장의 축 (방향) 을 따라서 공간 정보를 획득하는 것을 의미할 수 있다.
- [0051] MRI 시스템은 특정 세기의 자기장에서 발생하는 RF (Radio Frequency) 신호에 대한 MR (Magnetic Resonance) 신호의 세기를 명암 대비로 표현하여 대상체의 단층 부위에 대한 이미지를 획득하는 기기이다. 예를 들어, 대상체를 강력한 자기장 속에 놓은 후 특정의 원자핵 (예컨대, 수소 원자핵 등) 만을 공명시키는 RF 신호를 대상체에 순간적으로 조사했다가 중단하면 특정의 원자핵에서 MR 신호가 방출되는데, MRI 시스템은 이 MR 신호를 수신하여 MR 이미지를 획득할 수 있다. MR 신호는 대상체로부터 방사되는 RF 신호를 의미한다. MR 신호의 크기는 대상체에 포함된 소정의 원자 (예컨대, 수소 등) 의 농도, 이완시간 T1, 이완시간 T2 및 혈류 등의 흐름에 의해 결정될 수 있다.
- [0052] 수소 원자는 인체의 70% 이상을 차지하는 물 분자를 구성하기 때문에, 수소 원자핵들로부터 유도되는 자기 공명 신호들의 세기는, 인체 내의 다른 종류의 원자핵들로부터 유도되는 자기 공명 신호들의 세기보다 더 크다. 일반적으로, 자기 공명 영상은 수소 원자핵들로부터 유도되는 자기 공명 신호들을 이용하여 생성된다.
- [0053] MRI 시스템은 다른 이미징 장치들과는 다른 특징들을 포함한다. 이미지의 획득이 감지 하드웨어 (detecting

hardware) 의 방향에 의존하는 CT와 같은 이미징 장치들과 달리, MRI 시스템은 임의의 지점으로 지향된 2D 이미지 또는 3D 볼륨 이미지를 획득할 수 있다. 또한, MRI 시스템은, CT, X-ray, PET 및 SPECT와 달리, 대상체 및 검사자에게 방사선을 노출시키지 않으며, 높은 연부 조직 (soft tissue) 대조도를 갖는 이미지의 획득이 가능하며, 비정상적인 조직의 명확한 묘사가 중요한 신경 (neurological) 이미지, 혈관 내부 (intravascular) 이미지, 근 골격 (musculoskeletal) 이미지 및 종양 (oncologic) 이미지 등을 획득할 수 있다.

- [0054] 아래에서는 첨부한 도면을 참고하여 본 발명의 실시예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 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.
- [0055] 도 1은 일반적인 MRI 시스템의 개략도이다. 도 1을 참조하면, MRI 시스템은 갠트리 (gantry) (20), 신호 송수신부 (30), 모니터링부 (40), 시스템 제어부 (50) 및 오퍼레이팅부 (60) 를 포함할 수 있다.
- [0056] 갠트리 (20) 는 주 자석 (22), 경사 코일 (24), RF 코일 (26) 등에 의하여 생성된 전자파가 외부로 방사되는 것을 차단한다. 갠트리 (20) 내 보어 (bore) 에는 정자기장 및 경사자장이 형성되며, 대상체 (10) 를 향하여 RF 신호가 조사된다.
- [0057] 주 자석 (22), 경사 코일 (24) 및 RF 코일 (26) 은 갠트리 (20) 의 소정의 방향을 따라 배치될 수 있다. 소정의 방향은 동축 원통 방향 등을 포함할 수 있다. 원통의 수평축을 따라 원통 내부로 삽입 가능한 테이블 (table) (28) 상에 대상체 (10) 가 위치될 수 있다.
- [0058] 주 자석 (22) 은 대상체 (10) 에 포함된 원자핵들의 자기 쌍극자 모멘트 (magnetic dipole moment) 의 방향을 일정한 방향으로 정렬하기 위한 정자기장 또는 정자장 (static magnetic field) 을 생성한다. 주 자석에 의하여 생성된 자장이 강하고 균일할수록 대상체 (10) 에 대한 비교적 정밀하고 정확한 MR 영상을 획득할 수 있다.
- [0059] 정자장을 생성하기 위한 자석들로는 영구 자석, 상온 전자석, 초전도 전자석 등이 있다. 초전도 전자석에 의해 생성된 자장이 강하고 균일도가 뛰어나 초전도 전자석이 주 자석 (22) 으로 주로 이용되고 있다. 예를 들어, 인체 내부의 수소 원자들이 주 자석 (22) 에 의해 생성된 정자장 내에 놓이게 되면, 수소 원자핵들의 자기 쌍극자 모멘트의 방향은 보다 낮은 에너지 상태로 가기 위해 이 정자장의 방향으로 정렬되게 된다. 실제로는 열적 평형 상태를 유지하기 위해서 낮은 에너지 상태에 있는 원자핵들이 높은 에너지 상태에 있는 원자핵들보다 약간 많다. 여기에서, 서로 다른 에너지 상태에 있는 원자핵들간의 에너지 차이는 주 자석 (22) 에 의해 생성된 자장의 세기에 비례하며, 고유의 라머 주파수 (Larmor frequency) 를 갖는다. 예를 들어, 주 자석 (22) 에 의해 생성된 자장의 세기가 1 테슬라 (tesla) 라면, 이 자장에서의 수소 원자핵의 라머 주파수는 약 42.58 MHz이다.
- [0060] 경사 코일 (Gradient coil) (24) 은 서로 직교하는 X축, Y축 및 Z축 방향의 경사자장을 발생시키는 X, Y, Z 코일을 포함한다. 경사 코일 (24) 은 대상체 (10) 의 부위 별로 공명 주파수를 서로 다르게 유도하여 대상체 (10) 의 각 부위의 위치 정보를 제공할 수 있다.
- [0061] RF 코일 (26) 은 환자에게 RF 신호를 조사하고, 환자로부터 방출되는 MR 신호를 수신할 수 있다. 구체적으로, RF 코일 (26) 은, 세차 운동을 하는 환자 내에 존재하는 원자핵을 향하여, 세차운동의 주파수와 동일한 주파수의 RF 신호를 전송한 후 RF 신호의 전송을 중단하고, 환자 내에 존재하는 원자핵으로부터 방출되는 MR 신호를 수신할 수 있다.
- [0062] 예를 들어, RF 코일 (26) 은 어떤 원자핵을 낮은 에너지 상태에서부터 높은 에너지 상태로 천이시키기 위하여 이 원자핵의 종류에 대응하는 무선 주파수 (Radio Frequency) 를 갖는 전자파 신호, 예컨대 RF 신호를 생성하여 대상체 (10) 에 인가할 수 있다. RF 코일 (26) 에 의해 생성된 전자파 신호가 어떤 원자핵에 가해지면, 이 원자핵은 낮은 에너지 상태에서부터 높은 에너지 상태로 천이될 수 있다. 이후에, RF 코일 (26) 에 의해 생성된 전자파가 사라지면, 전자파가 가해졌던 원자핵은 높은 에너지 상태에서부터 낮은 에너지 상태로 천이하면서 라모어 주파수를 갖는 전자파를 방사할 수 있다. 다시 말해서, 원자핵에 대하여 전자파 신호의 인가가 중단되면, 전자파가 가해졌던 원자핵에서는 높은 에너지에서 낮은 에너지로의 에너지 준위의 변화가 발생하면서 라모어 주파수를 갖는 전자파가 방사될 수 있다. RF 코일 (26) 은 대상체 (10) 내부의 원자핵들로부터 방사된 전자파 신호를 수신할 수 있다. 여기서, 수신된 전자파 신호를 자유 유도 감쇠 (FID, Free Induction Decay) 신호라 지칭할 수도 있다.
- [0063] RF 코일 (26) 은 원자핵의 종류에 대응하는 무선 주파수를 갖는 전자파를 생성하는 기능과 원자핵으로부터 방사

된 전자파를 수신하는 기능을 함께 갖는 하나의 RF 송수신 코일로서 구현될 수도 있다. 또한, 원자핵의 종류에 대응하는 무선 주파수를 갖는 전자파를 생성하는 기능을 갖는 송신 RF 코일과 원자핵으로부터 방사된 전자파를 수신하는 기능을 갖는 수신 RF 코일로서 각각 구현될 수도 있다.

- [0064] 또한, 이러한 RF 코일 (26) 은 갠트리 (20) 에 고정된 형태일 수 있고, 착탈이 가능한 형태일 수 있다. 착탈이 가능한 RF 코일 (26) 은 머리 RF 코일, 흉부 RF 코일, 다리 RF 코일, 목 RF 코일, 어깨 RF 코일, 손목 RF 코일 및 발목 RF 코일 등을 포함한 대상체의 일부분에 대한 RF 코일을 포함할 수 있다.
- [0065] 또한, RF 코일 (26) 은 유선 및/또는 무선으로 외부 장치와 통신할 수 있으며, 통신 주파수 대역에 따른 듀얼 튠 (dual tune) 통신도 수행할 수 있다.
- [0066] 또한, RF 코일 (26) 은 코일의 구조에 따라 새장형 코일 (birdcage coil), 표면 부착형 코일 (surface coil) 및 횡전자기파 코일 (TEM 코일) 을 포함할 수 있다.
- [0067] 또한, RF 코일 (26) 은 RF 신호 송수신 방법에 따라, 송신 전용 코일, 수신 전용 코일 및 송/수신 겸용 코일을 포함할 수 있다.
- [0068] 또한, RF 코일 (26) 은 16 채널, 32 채널, 72채널 및 144 채널 등 다양한 채널의 RF 코일을 포함할 수 있다.
- [0069] 갠트리 (20) 는 갠트리 (20) 의 외측에 위치하는 디스플레이 (29) 와 갠트리 (20) 의 내측에 위치하는 디스플레이 (미도시) 를 더 포함할 수 있다. 갠트리 (20) 의 내측 및 외측에 위치하는 디스플레이를 통해 사용자 또는 대상체에게 소정의 정보를 제공할 수 있다.
- [0070] 신호 송수신부 (30) 는 소정의 MR 시퀀스에 따라 갠트리 (20) 내부, 즉 보어에 형성되는 경사자장을 제어하고, RF 신호와 MR 신호의 송수신을 제어할 수 있다.
- [0071] 신호 송수신부 (30) 는 경사자장 증폭기 (32), 송수신 스위치 (34), RF 송신부 (36) 및 RF 수신부 (38) 를 포함할 수 있다.
- [0072] 경사자장 증폭기 (Gradient Amplifier) (32) 는 갠트리 (20) 에 포함된 경사 코일 (24) 을 구동시키며, 경사자장 제어부 (54) 의 제어 하에 경사자장을 발생시키기 위한 펄스 신호를 경사 코일 (24) 에 공급할 수 있다. 경사자장 증폭기 (32) 로부터 경사 코일 (24) 에 공급되는 펄스 신호를 제어함으로써, X축, Y축, Z축 방향의 경사자장이 합성될 수 있다.
- [0073] RF 송신부 (36) 및 RF 수신부 (38) 는 RF 코일 (26) 을 구동시킬 수 있다. RF 송신부 (36) 는 라모어 주파수의 RF 펄스를 RF 코일 (26) 에 공급하고, RF 수신부 (38) 는 RF 코일 (26) 이 수신한 MR 신호를 수신할 수 있다.
- [0074] 송수신 스위치 (34) 는 RF 신호와 MR 신호의 송수신 방향을 조절할 수 있다. 예를 들어, 송신 모드 동안에 RF 코일 (26) 을 통하여 대상체 (10) 로 RF 신호가 조사되게 하고, 수신 모드 동안에는 RF 코일 (26) 을 통하여 대상체 (10) 로부터의 MR 신호가 수신되게 할 수 있다. 이러한 송수신 스위치 (34) 는 RF 제어부 (56) 로부터의 제어 신호에 의하여 제어될 수 있다.
- [0075] 모니터링부 (40) 는 갠트리 (20) 또는 갠트리 (20) 에 장착된 기기들을 모니터링 또는 제어할 수 있다. 모니터링부 (40) 는 시스템 모니터링부 (42), 대상체 모니터링부 (44), 테이블 제어부 (46) 및 디스플레이 제어부 (48) 를 포함할 수 있다.
- [0076] 시스템 모니터링부 (42) 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.
- [0077] 대상체 모니터링부 (44) 는 대상체 (10) 의 상태를 모니터링한다. 구체적으로, 대상체 모니터링부 (44) 는 대상체 (10) 의 움직임 또는 위치를 관찰하기 위한 카메라, 대상체 (10) 의 호흡을 측정하기 위한 호흡 측정기, 대상체 (10) 의 심전도를 측정하기 위한 ECG 측정기, 또는 대상체 (10) 의 체온을 측정하기 위한 체온 측정기를 포함할 수 있다.
- [0078] 테이블 제어부 (46) 는 대상체 (10) 가 위치하는 테이블 (28) 의 이동을 제어한다. 테이블 제어부 (46) 는 시퀀스 제어부 (50) 의 시퀀스 제어에 따라 테이블 (28) 의 이동을 제어할 수도 있다. 예를 들어, 대상체의 이동 영상 촬영 (moving imaging) 에 있어서, 테이블 제어부 (46) 는 시퀀스 제어부 (50) 에 의한 시퀀스 제어에 따

라 지속적으로 또는 단속적으로 테이블 (28) 을 이동시킬 수 있으며, 이에 의해, 갠트리의 FOV (field of view) 보다 큰 FOV로 대상체를 촬영할 수 있다.

- [0079] 디스플레이 제어부 (48) 는 갠트리 (20) 의 외측 및 내측에 위치하는 디스플레이를 제어한다. 구체적으로, 디스플레이 제어부 (48) 는 갠트리 (20) 의 외측 및 내측에 위치하는 디스플레이의 온/오프 또는 디스플레이에 출력될 화면 등을 제어할 수 있다. 또한, 갠트리 (20) 내측 또는 외측에 스피커가 위치하는 경우, 디스플레이 제어부 (48) 는 스피커의 온/오프 또는 스피커를 통해 출력될 사운드 등을 제어할 수도 있다.
- [0080] 시스템 제어부 (50) 는 갠트리 (20) 내부에서 형성되는 신호들의 시퀀스를 제어하는 시퀀스 제어부 (52), 및 갠트리 (20) 와 갠트리 (20) 에 장착된 기기들을 제어하는 갠트리 제어부 (58) 를 포함할 수 있다.
- [0081] 시퀀스 제어부 (52) 는 경사자장 증폭기 (32) 를 제어하는 경사자장 제어부 (54), 및 RF 송신부 (36), RF 수신부 (38) 및 송수신 스위치 (34) 를 제어하는 RF 제어부 (56) 를 포함할 수 있다. 시퀀스 제어부 (52) 는 오퍼레이팅부 (60) 로부터 수신된 펄스 시퀀스에 따라 경사자장 증폭기 (32), RF 송신부 (36), RF 수신부 (38) 및 송수신 스위치 (34) 를 제어할 수 있다. 여기에서, 펄스 시퀀스 (pulse sequence) 란, 경사자장 증폭기 (32), RF 송신부 (36), RF 수신부 (38) 및 송수신 스위치 (34) 를 제어하기 위해 필요한 모든 정보를 포함하며, 예를 들면 경사 코일 (24) 에 인가하는 펄스 (pulse) 신호의 강도, 인가 시간, 인가 타이밍 (timing) 등에 관한 정보 등을 포함할 수 있다.
- [0082] 오퍼레이팅부 (60) 는 시스템 제어부 (50) 에 펄스 시퀀스 정보를 지령하는 것과 동시에, MRI 시스템 전체의 동작을 제어할 수 있다.
- [0083] 오퍼레이팅부 (60) 는 RF 수신부 (38) 가 수신한 MR 신호를 전송 받아서 처리하는 영상 처리부 (62), 출력부 (64) 및 입력부 (66) 를 포함할 수 있다.
- [0084] 영상 처리부 (62) 는 RF 수신부 (38) 로부터 수신되는 MR 신호를 처리하여, 대상체 (10) 에 대한 MR 화상 데이터를 생성할 수 있다.
- [0085] 영상 처리부 (62) 는 RF 수신부 (38) 가 수신한 MR 신호를 전송받고, 전송받은 MR 신호에 증폭, 주파수 변환, 위상 검파, 저주파 증폭, 필터링 (filtering) 등과 같은 각종의 신호 처리를 가한다.
- [0086] 영상 처리부 (62) 는, 예를 들어, 메모리의 K-공간 (예컨대, 푸리에 (Fourier) 공간 또는 주파수 공간이라고도 지칭됨) 에 디지털 데이터를 배치하고, 이러한 데이터를 2차원 또는 3차원 푸리에 변환을 하여 화상 데이터로 재구성할 수 있다.
- [0087] 또한, 영상 처리부 (62) 는 필요에 따라, 재구성된 화상 데이터 (data) 에 합성 처리나 차분 연산 처리 (K3답변 - 후자입니다. 재구성된 화상 데이터에 합성 처리나 차분 연산 처리등을 수행하는 것입니다) 등을 수행할 수 있다. 합성 처리는, 픽셀에 대한 가산 처리, 최대치 투영 (MIP) 처리 등 일 수 있다. 또한, 영상 처리부 (62) 는 재구성되는 화상 데이터뿐만 아니라 합성 처리나 차분 연산 처리가 행해진 화상 데이터를 메모리 (미도시) 또는 외부의 서버에 저장할 수 있다.
- [0088] 또한, 영상 처리부 (62) 가 MR 신호에 대해 적용하는 각종 신호 처리는 병렬적으로 수행될 수 있다. 예를 들어, 다채널 RF 코일에 의해 수신되는 복수의 MR 신호에 신호 처리를 병렬적으로 가하여 복수의 MR 신호를 화상 데이터로 재구성할 수도 있다.
- [0089] 출력부 (64) 는 영상 처리부 (62) 에 의해 생성된 화상 데이터 또는 재구성 화상 데이터를 사용자에게 출력할 수 있다. 또한, 출력부 (64) 는 UI (user interface), 사용자 정보 또는 대상체 정보 등 사용자가 MRI 시스템을 조작하기 위해 필요한 정보를 출력할 수 있다. 출력부 (64) 는 스피커, 프린터, CRT 디스플레이, LCD 디스플레이, PDP 디스플레이, OLED 디스플레이, FED 디스플레이, LED 디스플레이, VFD 디스플레이, DLP (Digital Light Processing) 디스플레이, 평판 디스플레이 (PFD: Flat Panel Display), 3D 디스플레이, 투명 디스플레이 등 일을 포함할 수 있고, 기타 당업자에게 자명한 범위 내에서 다양한 출력 장치들을 포함할 수 있다.
- [0090] 사용자는 입력부 (66) 를 이용하여 대상체 정보, 파라미터 정보, 스캔 조건, 펄스 시퀀스, 화상 합성이나 차분의 연산에 관한 정보 등을 입력할 수 있다. 입력부 (66) 의 예들로는 키보드, 마우스, 트랙볼, 음성 인식부, 제스처 인식부, 터치 스크린 등을 포함할 수 있고, 기타 당업자에게 자명한 범위 내에서 다양한 입력 장치들을 포함할 수 있다.
- [0091] 도 1은 신호 송수신부 (30), 모니터링부 (40), 시스템 제어부 (50) 및 오퍼레이팅부 (60) 를 서로 분리된 객체

로 도시하였지만, 신호 송수신부 (30), 모니터링부 (40), 시스템 제어부 (50) 및 오퍼레이팅부 (60) 각각에 의해 수행되는 기능들이 다른 객체에서 수행될 수도 있다는 것은 당업자라면 충분히 이해할 수 있을 것이다. 예를 들어, 영상 처리부 (62) 는, RF 수신부 (38) 가 수신한 MR 신호를 디지털 신호로 변환한다고 전술하였지만, 이 디지털 신호로의 변환은 RF 수신부 (38) 또는 RF 코일 (26) 이 직접 수행할 수도 있다.

- [0092] 갠트리 (20), RF 코일 (26), 신호 송수신부 (30), 모니터링부 (40), 시스템 제어부 (50) 및 오퍼레이팅부 (60) 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. 갠트리 (20), RF 코일 (26), 신호 송수신부 (30), 모니터링부 (40), 시스템 제어부 (50) 및 오퍼레이팅부 (60) 사이의 통신은, LVDS (Low Voltage Differential Signaling) 등의 고속 디지털 인터페이스, UART (universal asynchronous receiver transmitter) 등의 비동기 시리얼 통신, 과오 동기 시리얼 통신 또는 CAN (Controller Area Network) 등의 저지연형의 네트워크 프로토콜, 광통신 등이 이용될 수 있으며, 당업자에게 자명한 범위 내에서 다양한 통신 방법이 이용될 수 있다.
- [0093] MRI 시스템은 통신부를 더 포함할 수 있다.
- [0094] 도 2는 일 실시예에 따른 통신부 (70) 의 구성을 도시하는 도면이다. 통신부 (70) 는 도 1에 도시된 갠트리 (20), 신호 송수신부 (30), 모니터링부 (40), 시스템 제어부 (50) 및 오퍼레이팅부 (60) 중 적어도 하나에 연결될 수 있다.
- [0095] 통신부 (70) 는 의료 영상 정보 시스템 (PACS, Picture Archiving and Communication System) 을 통해 연결된 병원 서버나 병원 내의 다른 의료 장치와 데이터를 주고 받을 수 있으며, 의료용 디지털 영상 및 통신 (DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine) 표준에 따라 데이터 통신할 수 있다.
- [0096] 도 2에 도시된 바와 같이, 통신부 (70) 는 유선 또는 무선으로 네트워크 (80) 와 연결되어 서버 (92), 의료 장치 (94), 또는 휴대용 장치 (96) 와 통신을 수행할 수 있다.
- [0097] 구체적으로, 통신부 (70) 는 네트워크 (80) 를 통해 대상체의 진단과 관련된 데이터를 송수신할 수 있으며, CT, MRI, X-ray 등 의료 장치 (94) 에서 촬영한 의료 이미지 또한 송수신할 수 있다. 나아가, 통신부 (70) 는 서버 (92) 로부터 환자의 진단 이력이나 치료 일정 등을 수신하여 대상체의 진단에 활용할 수도 있다. 또한, 통신부 (70) 는 병원 내의 서버 (92) 나 의료 장치 (94) 뿐만 아니라, 의사나 고객의 휴대폰, PDA, 노트북 등의 휴대용 장치 (96) 와 데이터 통신을 수행할 수도 있다.
- [0098] 또한, 통신부 (70) 는 MRI 시스템의 이상 유무 또는 의료 영상 품질 정보를 네트워크 (80) 를 통해 사용자에게 송신하고 그에 대한 피드백을 사용자로부터 수신할 수도 있다.
- [0099] 통신부 (70) 는 외부 장치와 통신을 가능하게 하는 하나 이상의 구성 요소를 포함할 수 있으며, 예를 들어 근거리 통신 모듈 (72), 유선 통신 모듈 (74) 및 무선 통신 모듈 (76) 을 포함할 수 있다.
- [0100] 근거리 통신 모듈 (72) 은 소정 거리 이내의 위치하는 기기와 근거리 통신을 수행하기 위한 모듈을 의미한다. 일 실시예에 따른 근거리 통신 기술에는 무선 랜 (Wireless LAN), 와이파이 (Wi-Fi), 블루투스, 지그비 (zigbee), WFD (Wi-Fi Direct), UWB (ultra wideband), 적외선 통신 (IrDA, infrared Data Association), BLE (Bluetooth Low Energy), NFC (Near Field Communication) 등을 포함할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0101] 유선 통신 모듈 (74) 은 전기적 신호 또는 광 신호를 이용한 통신을 수행하기 위한 모듈을 의미하며, 일 실시예에 따른 유선 통신 기술에는 페어 케이블 (pair cable), 동축 케이블, 광섬유 케이블 등을 이용한 유선 통신 기술이 포함될 수 있고, 그 밖에 당업자에게 자명한 유선 통신 기술이 포함될 수 있다.
- [0102] 무선 통신 모듈 (76) 은, 이동 통신망 상에서의 기지국, 외부의 장치, 서버 중 적어도 하나와 무선 신호를 송수신한다. 여기에서, 무선 신호는, 음성 호 신호, 화상 통화 호 신호 또는 문자/멀티미디어 메시지 송수신에 따른 다양한 형태의 데이터를 포함할 수 있다.
- [0103] 도 3은 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치를 나타내는 블록도이다.
- [0104] 자기 공명 영상 장치 (100) 는 자기 공명 영상을 복원 및/ 또는 처리 할 수 있는 모든 장치일 수 있다. 구체적으로, 자기 공명 영상 장치 (100) 는 고주파 멀티 코일 (Radio Frequency multi coil, 미도시) 에 포함되는 복수개의 채널 코일들을 통해 RF 펄스를 대상체에 인가하고, 복수개의 채널 코일들을 통해 획득된 자기 공명 신호 (MR signal) 를 이용하여 자기 공명 영상을 이미징하는 장치일 수 있다. 또한, 자기 공명 영상 장치 (100) 는

자기 공명 영상 촬영에서 자기 공명 신호의 획득을 제어할 수 있는 자기 컴퓨팅 장치일 수 있다.

- [0105] 도 3을 참조하면, 개시된 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치 (100) 는 RF 제어부 (110), 데이터 획득부 (120), 및 영상 처리부 (130) 를 포함할 수 있다.
- [0106] 자기 공명 영상 장치 (100) 는 도 1 및 도 2를 참조하여 설명된 MRI 시스템에 포함될 수 있다. 자기 공명 영상 장치 (100) 가 도 1에서 설명된 MRI 시스템에 포함되는 경우, 자기 공명 영상 장치 (100) 의 RF 제어부 (110) 는 MRI 시스템의 RF 제어부 (56) 또는 RF 제어부 (56) 를 포함하는 시퀀스 제어부 (52) 에 대응되고, 데이터 획득부 (120) 는 MRI 시스템의 RF 수신부 (38) 또는 RF 수신부 (38) 을 포함하는 신호 송수신부 (30) 에 대응되고, 영상 처리부 (130) 는 MRI 시스템의 영상 처리부 (62) 와 대응될 수 있다.
- [0107] RF 제어부 (110) 는 대상체로부터 자기 공명 영상 (MRI) 을 촬영하기 위해, 고주파 멀티 코일 (미도시) 를 통해 인가되는 RF 펄스의 신호 강도 (또는, 신호의 세기), 인가 시간, 인가 타이밍 (timing) 등에 관한 정보 등을 제어할 수 있다. 여기서, 고주파 멀티 코일 (미도시) 은 도 1에 도시된 MRI 시스템의 RF 코일 (RF coil, 26) 에 대응될 수 있다.
- [0108] RF 제어부 (110) 는 도 1에 도시된 오퍼레이팅부 (60) 와 연결될 수도 있으며, 오퍼레이팅부 (60) 로부터 RF 펄스 시퀀스 (pulse sequence) 를 수신하여 RF 펄스를 제어할 수도 있다.
- [0109] 자기 공명 영상 장치 (100) 는 경사자장 제어부 (미도시) 를 더 포함할 수 있다. 자기 공명 영상 장치 (100) 가 도 1 및 도 2를 참조하여 설명된 MRI 시스템에 포함되는 경우, 자기 공명 영상 장치 (100) 의 경사자장 제어부 (미도시) 는 MRI 시스템의 경사자장 제어부 (54) 또는 경사자장 제어부 (54) 를 포함하는 시퀀스 제어부 (50) 에 대응될 수 있다.
- [0110] 자기 공명 영상 장치 (100) 는, 경사자장 제어부 (미도시) 를 통해 대상체에게 공간 부호화 경사자장 (spatial encoding gradient) 을 인가할 수 있다.
- [0111] 공간 부호화 경사자장이 대상체에 인가되어 대상체의 부위에 따라 서로 다른 공명 주파수가 유도됨으로써, 자기 공명 영상 장치 (100) 는 각 부위의 위치 정보를 획득할 수 있다. 대상체에 대응하는 자기 공명 신호는 3차원 좌표계로 표현될 수 있는 위치 정보를 포함할 수 있다.
- [0112] 여기서, 공간 부호화 경사자장은 슬라이스 방향의 경사자장 (slice gradient), 주파수 방향의 경사자장 (frequency gradient) 및 위상 방향의 경사자장 (phase gradient) 을 포함할 수 있다.
- [0113] 자기 공명 영상 장치 (100) 의 데이터 획득부 (120) 는 대상체를 자기 공명 영상 (MRI) 촬영하여 자기 공명 영상을 복원하기 위한 자기 공명 신호를 획득할 수 있다. 여기서, 자기 공명 신호는, 자기 공명 영상 촬영을 통하여 고주파 멀티 코일 (미도시) 에 포함되는 복수개의 채널 코일들 각각에서 수신되는 고주파 신호 (Radio Frequency signal) 의 형태를 가질 수 있다.
- [0114] 데이터 획득부 (120) 는 자기 공명 신호를 K-공간 상에서 언더 샘플링 (under-sampling) 하여, 언더 샘플링된 자기 공명 신호를 획득한다.
- [0115] 데이터 획득부 (120) 는 고주파 멀티 코일 (미도시) 에 포함되는 복수개의 채널 코일들 각각에서 수신된 자기 공명 신호를, 규칙적 또는 불규칙적 (non-uniform) 인 패턴으로 언더 샘플링 (under sampling) 하여 복수개의 채널 코일들 각각에 대응되는 언더 샘플링된 자기 공명 신호를 획득할 수 있다.
- [0116] 데이터 획득부 (120) 는 언더샘플링된 자기 공명 신호를 영상 처리부 (130) 로 전송할 수 있다.
- [0117] 자기 공명 영상 장치 (100) 의 영상 처리부 (130) 는, 데이터 획득부 (120) 를 통해 획득된 언더샘플링된 자기 공명 신호들과, 멀티 파라미터 맵핑 (multi-parameter mapping) 을 위한 신호 모델을 매칭 (matching) 하여, 대상체에 대한 자기 공명 영상 내의 적어도 하나의 지점에서 대상체에 대응되는 속성값을 결정할 수 있다. 여기서, 속성값은 파라미터일 수 있다.
- [0118] 멀티 파라미터 맵핑을 위한 신호 모델은, 데이터 모델, 자기 공명 핑거프린팅 DB (magnetic resonance fingerprinting DB) 또는 딕셔너리 (dictionary) 등으로 지칭될 수 있으며, 메모리 (미도시) 또는 외부의 서버에 저장될 수 있다.
- [0119] 멀티 파라미터 맵핑을 위한 신호 모델이 외부의 서버에 저장되는 경우, 자기 공명 영상 장치 (100) 는 외부의 서버와 통신하기 위한 통신부 (미도시) 를 더 구비할 수 있고, 통신부 (미도시) 는 도 2에서 설명된 통신부

(70) 에 대응될 수 있다.

- [0120] 영상 처리부 (130) 는 수신된 자기 공명 신호를 이용하여 K-공간 데이터를 생성할 수 있다. K-공간 데이터는 2차원 K-공간 데이터 또는 3차원 K-공간 데이터가 될 수 있다. 예를 들어, 2차원 K-공간 데이터는 2차원 공간의 주파수 도메인 (spatial frequency domain) 을 가지며, 주파수 인코딩 (frequency encoding) 에 대응되는 Kx 축과 위상 인코딩 (phase encoding) 에 대응되는 ky 축에 의해서 형성된다. 또한, 3차원 K-공간 데이터는 Kx 축, Ky 축 및 공간상의 진행 방향에 대응되는 Kz 축에 의해서 형성된다. 여기서, Kz 축은 슬라이스 선택 경사 자계 (slice selection gradient) 에 대응된다.
- [0121] 또한, 자기 공명 영상 장치 (100) 가 도 1에서 설명된 MRI 시스템과 연결되어 동작하며 MRI 시스템에서의 자기 공명 영상 촬영을 제어할 수 있는 컴퓨팅 장치일 수 있다. 이 경우, 자기 공명 영상 장치 (100) 는 MRI 시스템에 포함되는 RF 코일 (26) 및 경사 코일 (gradient coil, 24) 과 유무선으로 연결될 수 있다. 자기 공명 영상 장치 (100) 의 RF 제어부 (110) 는 MRI 시스템의 RF 제어부 (56), 경사자장 제어부 (54), RF 코일 (26) 을 제어할 수도 있다.
- [0122] 자기 공명 영상 장치 (100) 는 대상체에 인가될 펄스 시퀀스를 제공하고, 자기 공명 영상 촬영하여 획득된 자기 공명 신호를 수신하여, 수신된 자기 공명 신호를 이용하여 자기 공명 영상을 복원하는 서버 장치가 될 수 있다. 여기서, 서버 장치는 환자가 자기 공명 영상 촬영을 진행하는 병원 또는 다른 병원 내의 의료용 서버 장치가 될 수 있다.
- [0123] 자기 공명 영상 장치 (100) 는 도 1 및 도 2를 참조하여 설명한 MRI 시스템과 연결되어 동작하는 서버, 의료 장치 또는 휴대용 장치가 될 수 있으며, MRI 시스템으로부터 획득된 자기 공명 신호를 수신하여 자기 공명 영상의 복원 동작을 수행할 수 있다.
- [0124] 일 실시예에 따르면, 대상체는 복수의 물질로 구성될 수 있다. 예를 들어, 대상체는 제1 물질 및 제2 물질을 포함할 수 있다. 여기서, 제1 물질은 물이고, 제2 물질은 지방일 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.
- [0125] RF 제어부 (110) 는 제1 물질 및 제2 물질에 기초하여 결정된 제1 반복 시간 및 제2 반복 시간으로 구분되는 복수의 RF 펄스를 대상체에게 인가할 수 있다. 이때, 제1 반복 시간 및 제2 반복 시간은 서로 번갈아 반복될 수 있다.
- [0126] 대상체에 포함된 원자핵은 RF 펄스에 의해 여기된 후, 자기 공명 신호를 방출한다. 여기서, 제1 물질에 포함된 원자핵은 RF 펄스에 의해 여기된 후, 제1 자기 공명 신호를 방출하고, 제2 물질에 포함된 원자핵은 RF 펄스에 의해 여기된 후 제2 자기 공명 신호를 방출할 수 있다.
- [0127] 제1 반복 시간 및 제2 반복 시간은 제1 물질 및 제2 물질에 기초하여 결정됨으로써, 제1 물질에 대응하는 제1 자기 공명 신호들 및 제2 물질에 대응하는 제2 자기 공명 신호들 상호 간의 직교성을 증가시킬 수 있다.
- [0128] 제1 물질에 대응하는 제1 자기 공명 신호들 및 제2 물질에 대응하는 제2 자기 공명 신호들이 방출되면, 데이터 획득부 (120) 는 제1 자기 공명 신호들 및 제2 자기 공명 신호들을 수신하여 언더 샘플링할 수 있다.
- [0129] 언더샘플링된 자기 공명 신호들이 획득되면, 영상 처리부 (130) 는 획득된 언더샘플링된 자기 공명 신호들과 멀티 파라미터 맵핑을 위한 신호 모델을 매칭하여, 대상체에 대한 자기 공명 영상 내의 적어도 하나의 지점에서 제1 물질 및 제2 물질에 대응되는 속성값을 결정할 수 있다. 여기서 자기 공명 영상 내의 하나의 지점은 하나의 복셀일 수 있다. 여기서, 매칭은 템플릿 매칭 (template matching) 일 수 있다.
- [0130] 예를 들어, 제1 물질 및 제2 물질에 대응되는 속성값은, 제1 및 제2 물질의 비율, 제1 물질의 T1 및 T2, 제2 물질의 T1 및 T2, 및 제1 물질과 제2 물질 간의 이탈 공명 (off-resonance), 등일 수 있다.
- [0131] 자기 공명 영상 내의 각 복셀에서 제1 물질 및 제2 물질에 대응되는 속성값이 결정됨으로써, 자기 공명 영상은 속성값에 따른 맵 (map) 으로 도시될 수 있다. 예를 들어, 자기 공명 영상은 제1 및 제2 물질 간의 비율 맵 (fraction map), 제1 물질의 T1 맵 및 T2 맵, 제2 물질의 T1 맵 및 T2 맵, 및 제1 물질과 제2 물질 간의 이탈 공명 (off-resonance) 맵, 대상체의 B1 위상맵 등일 수 있다.
- [0132] 일 실시예에 따르면, 자기 공명 영상 내의 각 복셀에서 대상체에 포함된 복수의 물질에 대응되는 속성값들이 동시에 (simultaneously) 결정됨으로써, 한 번의 스캔으로 다양한 파라미터들을 효과적으로 수량화하는 효과가 있다.
- [0133] 일 실시예에 따르면, 대상체에 포함된 제1 물질 및 제2 물질에 기초하여 제1 반복 시간 및 제2 반복 시간이 결

정됨으로써, 서로 다른 물질들의 자기 공명 신호들을 효과적으로 분리되는 효과가 있다.

- [0134] 도 4는 복셀 (voxel) 및 서브복셀 (sub-voxel) 을 설명하기 위한 도면이다.
- [0135] 전술된 바와 같이, 대상체에 대한 자기 공명 영상은 복셀로 구성될 수 있다. 여기서, 복셀은 3차원 공간의 하나의 지점을 정의한 그래픽 정보이며, 하나의 지점은 대상체 내에 포함된 하나의 볼륨 (200) 일 수 있다.
- [0136] 도 4에 도시된 바와 같이, 하나의 볼륨 (200) 내에 다양한 물질들이 포함될 수 있고, 예를 들어, 대상체가 생체 대상체인 경우, 볼륨 (200) 은 물, 지방, 혈액, 근육, 뼈, 등을 포함할 수 있다. 종래의 MRI 에 의하면, 하나의 볼륨 (200) 내에 다양한 물질들이 포함된 경우, 그 볼륨 (200) 에 대응하는 복셀에서, 다양한 물질들이 복합적으로 상호작용한 하나의 속성값만 계산되었다.
- [0137] 그러나, 멀티 파라미터 맵핑에 의하면, 하나의 볼륨 (200) 내에 다양한 물질들이 포함된 경우에도, 그 볼륨 (200) 에 대응하는 복셀에서 각 물질들에 대응하는 속성값들이 계산될 수 있다. 즉, 개념적으로 복셀은 복수의 서브복셀을 포함하고, 하나의 볼륨 (200) 에 포함된 각 물질들은 각 서브복셀에 대응될 수 있다. 따라서, 하나의 복셀에는, 그 복셀에 포함된 서브복셀의 영상 특성값이 모두 대응될 수 있다.
- [0138] 일 실시예에 따르면, 자기 공명 영상 내의 각 복셀에서 대상체에 포함된 복수의 물질에 대응되는 속성값들이 동시에 (simultaneously) 결정됨으로써, 한 번의 스캔으로 다양한 파라미터들을 효과적으로 수량화하는 효과가 있다.
- [0139] 도 5는 정상 상태 (steady state) 를 설명하기 위한 도면이다.
- [0140] 여기서, 정상 상태 (steady state) 는 전자파가 가해졌던 원자핵 스핀들의 횡축 자화가 완전히 감쇄되지 않고 남아있는 상태일 수 있다.
- [0141] 도 5을 참조하면, 정상 상태는 원자핵의 T2 이완시간 (310) 과 반복 시간 (TR; repetition time, 320) 의 관계에 따라 발생될 수 있다. 여기서, 이완시간 T2는 RF 펄스가 송신되는 시점으로부터 원자핵 스핀들의 횡축 자화가 약 37%까지 소멸되는 시점까지의 시간이며, TR (repetition time) 은 소정 크기의 RF 펄스가 송신되는 시점으로부터 같은 크기의 RF 펄스가 다시 송신되는 시점까지의 시간일 수 있다.
- [0142] 예를 들어, 도 5 (a) 에서와 같이, RF 제어부 (110) 가 T2 이완시간 (310) 보다 큰 반복 시간 (320) 간격으로 RF 펄스를 대상체에 인가하면, 두 번째 RF 펄스가 인가되는 경우 첫 번째 RF 펄스가 인가되는 때와 동일한 크기의 횡축 자화 (transverse magnetization) 가 발생될 수 있다.
- [0143] 그러나, 도 5 (b) 에서와 같이, RF 제어부 (110) 가 T2 (330) 보다 짧은 반복 시간 (340) 간격으로 RF 펄스를 대상체에 인가하면, 첫 번째 RF 펄스에 의해 발생된 횡축 자화가 완전히 감쇄되지 않은 상태에서 두 번째 RF 펄스가 인가되고, 첫 번째 RF 펄스에 의해 발생하는 자기 공명 신호는 두 번째 RF 펄스에 의한 자기 공명 신호에 영향을 줄 수 있다. 이와 같이, 완전히 감쇄되지 않은 횡축 자화는 RF 펄스가 반복적으로 인가됨에 따라 일정한 크기로 남아있게 된다. 이러한 상태를 정상 상태 (350) 라고 한다. 또한, 정상 상태는 평형 상태 또는 항정 상태로 지칭될 수 있다.
- [0144] 또한, 정상 상태에서의 잔존하는 횡축 자화는 새롭게 발생하는 (즉, 다음 RF 펄스에 의해 발생하는) 횡축 자화와 결합함으로써, 새롭게 발생하는 횡축 자화의 크기를 증가시킬 수 있다.
- [0145] 도 6은 일 실시예에 따른 펄스 시퀀스 모식도이다.
- [0146] 도 6을 참조하면, 일 실시예에 따른 펄스 시퀀스에 포함되는 복수의 RF 펄스들 (411, 412, 413, 421, 422, 423) 은 제1 반복 시간 (TR1) 및 제2 반복 시간 (TR2) 으로 구분될 수 있다.
- [0147] 이때, 펄스 시퀀스는 제1 반복 시간 (TR1) 간격으로 RF 펄스들 (411, 412, 413) 이 인가되다가, 미리 결정된 조건에 달하면 제2 반복 시간 (TR2) 간격으로 RF 펄스들 (421, 422, 423) 이 인가되도록 구현될 수 있다. 도 6은 한정된 개수의 RF 펄스들이 도시되어 있으나, 도시된 개수보다 더 많은 개수의 RF 펄스들이 제1 반복 시간 (TR1) 간격 및 제2 반복 시간 (TR2) 간격으로 인가될 수도 있다.
- [0148] 여기서 펄스 시퀀스 모식도는, 정상 상태 자유 세차 시퀀스 (SSFP sequence) 에 기초하여, RF 펄스 (520), 판독 경사자장 (RO, readout gradient), 위상 인코딩 경사자장 (PE, phase encoding gradient), 및 슬라이스 선택 경사자장 (SS, slice selection gradient) 을 포함할 수 있다. 여기서, 판독 경사자장 (RO) 은 주파수 인코딩 경사자장 (frequency encoding gradient) 으로 지칭될 수도 있다.

- [0149] 일 실시예에 따라 자기 공명 영상 장치 (100) 는 정상 상태 자유 세차 (SSFP, steady state free procession) 기법에 따라 경사 코일을 제어할 수 있다. 여기서, 정상 상태 자유 세차 (SSFP) 기법은 정상 상태 (steady state) 를 이용하여 자기 공명 영상을 획득하는 기법으로, RF 펄스가 송신된 후 디페이징 (dephasing) 된 자기 공명 신호를 리포커싱 (refocusing) 하기 위한 경사자장 시퀀스를 포함할 수 있다.
- [0150] 이때, 자기 공명 영상 장치 (100) 는 하나의 반복 시간 동안에 대상체에게 인가되는 경사자장의 모멘트 (moment) 합이 일정하도록 제어할 수 있다. 예를 들어, 자기 공명 영상 장치 (100) 는 하나의 반복 시간 동안에 대상체에게 인가되는 경사자장의 모멘트 합을 '0' 또는 '0'에 근사한 값이 되도록 제어할 수 있다. 예를 들어, 도 6을 참조하면, 각 판독 경사자장 (RO), 위상 인코딩 경사자장 (PE), 및 슬라이스 선택 경사자장 (SS) 에서 '+'로 도시된 경사자장과 '-'로 도시된 경사자장의 모멘트 합은 '0'일 수 있다.
- [0151] 따라서, 경사자장 제어부는 정상 상태 자유 세차 (SSFP) 또는 균형 정상 상태 자유 세차 (bSSFP: balanced SSFP) 기법에 따른 경사자장 시퀀스를 대상체에 인가할 수 있다.
- [0152] 도 6에서 균형 정상 상태 자유 세차 (bSSFP: balanced SSFP) 기법의 펄스 시퀀스가 도시되었으나, 실시예에 따라 다양한 기법의 펄스 시퀀스가 이용될 수 있다. 예를 들어, gradient echo (GE), spin echo (SE), inversion recovery (IR), short T1 inversion recovery (STIR), Fast spin echo (FSE), Turbo spin echo (TSE), Spoiled Gradient Recalled Echo (SPGR), Fast Low Angle Shot (FLASH), Gradient Recalled Acquisition in the Steady State (GRASS), Fast Imaging with Steady State Precession (FISP), REVERSE Fast Imaging with Steady-state Precession (PSIF), 등이 이용될 수 있고, 2개 이상의 펄스 시퀀스가 복합적으로 이용될 수도 있다.
- [0153] 데이터 획득부 (120) 는 대상체로부터 방출되는 자기 공명 신호를 RF 코일 (도 1의 26) 을 통해 수신할 수 있다.
- [0154] 데이터 획득부 (120) 가 획득하는 자기 공명 신호는 FID (free induction decay) 및 에코 (echo) 신호를 포함할 수 있다. 정상 상태 자유 세차 (SSFP) 시퀀스에 기초하여 경사자장이 인가되면, 반복 시간과 동일하거나 유사한 TE (Time to Echo) 간격으로 에코 신호가 발생될 수 있다.
- [0155] 데이터 획득부 (120) 는, 수신된 자기 공명 신호를 언더 샘플링 (under-sampling) 하여 언더샘플링된 자기 공명 신호를 획득할 수 있다. 또한, 영상 처리부 (130) 는 언더샘플링된 자기 공명 신호를 이용하여 K 공간 데이터를 생성하고, k 공간 데이터에 대해 푸리에 변환을 수행함으로써 대상체의 자기 공명 영상을 생성할 수 있다.
- [0156] 도 7은 3차원 K-공간 상에서 자기 공명 신호의 샘플링을 설명하기 위한 도면이다.
- [0157] 자기 공명 영상 장치 (100) 의 데이터 획득부 (120) 는, 도 7에 도시된 바와 같이, k-공간 (k-space) 의 방사형 궤도 (radial trajectory) 상에서, 8개의 살 (spoke) 을 포함할 수 있고, 8개의 살에 대응하는 자기 공명 신호들을 획득할 수 있다. 실시예에 따라 k-공간의 방사형 궤도 상의 살의 개수는 8개에 제한되지 않고 다양한 개수로 구현될 수 있으며, 나아가, 각 살 간의 간격 또한 다양한 범위로 구현될 수 있다.
- [0158] 도 7에서 방사형 궤도 상의 점들에 대해서만 자기 공명 신호들이 획득되는 것으로 도시되었으나, 이에 제한되지 않고, 나선형 궤도 (spiral trajectory), 가변 밀도 나선형 궤도 (variable density spiral trajectory), 등 다양한 궤도들이 언더샘플링을 위해 이용될 수 있다.
- [0159] 도 8은 물과 지질 (lipid) 간의 화학적 이동 (chemical shift) 을 설명하기 위한 도면이다.
- [0160] 동종의 원자핵이라도, 원자핵이 처한 화학적 환경에 따라 핵자기공명 스펙트럼의 공명주파수가 변화되고, 이러한 현상을 화학적 이동 (chemical shift) 이라 지칭한다. 원자 간의 결합상태나 주변 치환기 자화율의 비등방성 (非等方性) 등에 의해 영향을 받을 수 있다.
- [0161] 예를 들어, 도 8을 참조하면, 물과 지방 모두 수소 원자를 포함하지만, 그 공명 주파수는 약 3.5 ppm (part per million) 의 차이가 난다. 자장의 세기가 3T인 경우, 물과 지방의 공명 주파수는 약 440 Hz의 차이가 난다. 만약 자장의 세기가 1.5T인 경우, 물과 지방의 공명 주파수는 약 220 Hz의 차이가 난다.

수학식 1

$$\Phi_{off} = 2\pi \Delta f_{off} TE$$

[0162]

[0163]

여기서,  $\phi_{off}$  는 물과 지방의 자기 공명 신호 주파수의 위상차이고,  $\Delta f_{off}$  는 물과 지방의 공명 주파수 차이이고, TE는 에코 시간이다. 자장의 세기에 따라 물과 지방의 공명 주파수 차이 ( $\Delta f_{off}$ ) 는 결정되므로, 에코 시간을 조절함으로써, 물과 지방의 자기 공명 신호의 위상차 ( $\phi_{off}$ ) 가 결정될 수 있다.

[0164]

예를 들어, 자장의 세기가 3T인 경우, 물과 지방의 공명 주파수 차이 ( $\Delta f_{off}$ ) 는 약 440Hz이다. 이때, 에코 시간 (TE) 가 약 1.13ms인 경우 물과 지방의 자기 공명 신호의 위상차 ( $\phi_{off}$ ) 는  $\pi$ 이다. 따라서, 매 1.13ms 마다 물과 지방의 자기 공명 신호는 동상 (in-phase) 과 역상 (out-of-phase) 이 번갈아 나타난다.

[0165]

균형 정상 상태 자유 세차 (bSSFP: balanced SSFP) 기법에 따른 경사자장 시퀀스가 인가되는 경우, 반복 시간 (TR) 은 에코 시간 (TE) 의 2배이다. 따라서, 약 2.3ms인 반복 시간 (TR) 의 홀수배에서는 물과 지방의 자기 공명 신호가 역상이고, 짝수배에서는 물과 지방의 자기 공명 신호가 동상이다.

[0166]

따라서, 대상체가 물과 지방을 포함하는 경우, 물과 지방의 자기 공명 신호들 간의 직교성 (orthogonality) 을 증가시키기 위해, 물과 지방의 자기 공명 신호들이 동상이 되도록 결정된 반복 시간과, 역상이 되도록 결정된 반복 시간으로 구분되는 복수의 RF 펄스가 대상체에 인가될 수 있다.

[0167]

예를 들어, 대상체가 물과 지방을 포함하는 경우, 물과 지방의 직교성을 증가시키기 위해, 제1 반복 시간 (TR1) 은 약 4.6ms, 9.2ms, 13.8ms, ...,  $2.3ms * (2n)$  (이때, n은 자연수) 중 적어도 하나일 수 있고, 제2 반복 시간 (TR2) 은 약 6.9ms, 11.5ms, 16.1ms, ...,  $2.3ms * (2n+1)$  (이때, n은 자연수) 중 적어도 하나일 수 있다.

[0168]

예를 들어, 제1 반복 시간 (TR1) 은 약 4.6ms이고, 제2 반복 시간 (TR2) 은 약 6.9ms일 수 있다.

[0169]

일 실시예에 따르면, 대상체에게 인가되는 복수의 RF 펄스는 제1, 제2, 및 제3 반복 시간으로 구분될 수 있다.

[0170]

예를 들어, 제1 반복 시간은 4.6ms이고, 제2 반복 시간은 6.9ms이고, 제3 반복 시간은 9.2ms일 수 있다.

[0171]

일 실시예에 따르면, 대상체에게 인가되는 복수의 RF 펄스는 제1, 제2, 및 제4 반복 시간으로 구분될 수 있다.

[0172]

예를 들어, 제1 반복 시간은 4.6ms이고, 제2 반복 시간은 6.9ms이고, 제4 반복 시간은 11.5ms일 수 있다.

[0173]

일 실시예에 따르면, 대상체에게 인가되는 복수의 RF 펄스는 제1, 제2, 제3, 및 제4 반복 시간으로 구분될 수도 있다. 예를 들어, 제1 반복 시간은 4.6ms이고, 제2 반복 시간은 6.9ms이고, 제3 반복 시간은 9.2ms이고, 제4 반복 시간은 11.5ms일 수 있다.

[0174]

물과 지방을 예로 들어 설명되었으나, 이에 제한되지 않고, 전술된 방법을 통해 다양한 물질들의 자기 공명 신호들 간의 직교성을 증가시킬 수 있다.

[0175]

일 실시예에서, 대상체에게 인가되는 복수의 RF 펄스는 제1 및 제2 반복 시간을 포함하는 n 개의 반복 시간으로 구분될 수 있다. 여기서, n 개의 반복 시간은 제1 자기 공명 신호들 및 제2 자기 공명 신호들 상호 간의 직교성 (orthogonality) 을 증가시키도록 결정될 수 있다. 예를 들어, n 개의 반복 시간은 제1 자기 공명 신호들 및 제2 자기 공명 신호들이 서로  $(2\pi k)/n$  만큼의 위상차를 갖도록 결정될 수 있다. 여기서,  $(k = 1, 2, 3, \dots, n)$  이다. 만약, 복수의 RF 펄스들이 3개의 반복 시간으로 구분되는 경우, 각 반복 시간에 의해 제1 및 제2 자기 공명 신호들은,  $(2\pi)/3$ ,  $(4\pi)/3$ , 또는  $2\pi$  만큼의 위상차를 가진다. 만약, 복수의 RF 펄스들이 2개의 반복 시간으로 구분되는 경우, 즉, 전술된 바와 같이, 제1 및 제2 반복 시간으로 구분되는 경우, 제1 및 제2 자기 공명 신호들은,  $\pi$ , 또는  $2\pi$  만큼의 위상차를 가진다.

[0176]

두 개의 물질들의 자기 공명 신호들이 동상이 되도록 결정된 반복 시간과, 역상이 되도록 결정된 반복 시간으로 구분되는 복수의 RF 펄스가 대상체에 인가됨으로써, 두 물질의 자기 공명 신호들 간의 직교성 (orthogonality) 을 증가하여, 두 물질의 자기 공명 신호들을 분리하여 처리하는 것이 용이해지는 효과가 있다.

[0177]

도 9는 일 실시예에 따른 자기 공명 영상을 통해 대상체의 속성을 정량화하는 방법의 흐름도이다.

- [0178] 단계 S100에서 자기 공명 영상 장치 (100) 는 제1 반복 시간 및 제2 반복 시간으로 구분되는 복수의 RF 펄스를 대상체에 인가한다.
- [0179] 대상체에 포함된 양자들은, 인가된 RF 펄스에 의해 여기된 후, 낮은 에너지 상태로 이동하면서 자기 공명 신호를 방출한다. 대상체는 제1 물질 및 제2 물질을 포함하고, 제1 물질 및 제2 물질에 포함된 양자들은, 인가된 RF 펄스에 의해 여기된 후, 낮은 에너지 상태로 이동하면서 자기 공명 신호들을 방출한다.
- [0180] 제1 반복 시간 및 제2 반복 시간은 대상체에 포함된 제1 물질 및 제2 물질에 기초하여 결정된다.
- [0181] 제1 반복 시간 및 제2 반복 시간은 제1 물질 및 제2 물질에 기초하여 결정됨으로써, 제1 물질에 대응하는 제1 자기 공명 신호들 및 제2 물질에 대응하는 제2 자기 공명 신호들 상호 간의 직교성을 증가시킬 수 있다.
- [0182] 제1 자기 공명 신호들 및 제2 자기 공명 신호들 상호 간의 직교성을 증가시키기 위해, 제1 반복 시간은 제1 자기 공명 신호들 및 제2 자기 공명 신호들이 동상이 되도록 결정되고, 제2 반복 시간은 제1 자기 공명 신호들 및 제2 자기 공명 신호들이 역상이 되도록 결정될 수 있다.
- [0183] 자기 공명 영상 장치 (100) 는 방출된 자기 공명 신호들을 수신할 수 있다.
- [0184] 단계 S110에서 자기 공명 영상 장치 (100) 는 제1 물질에 대응하는 제1 자기 공명 신호들 및 제2 물질에 대응하는 제2 자기 공명 신호들을 언더 샘플링함으로써 언더샘플링된 제1 및 제2 자기 공명 신호들을 획득한다.
- [0185] 자기 공명 영상 장치 (100) 는 k-공간 (k-space) 에서 방사형 궤도 (radial trajectory) 상에서 점으로 도시된 지점에 대응하는 자기 공명 신호들을 획득할 수 있다.
- [0186] 단계 S120에서 자기 공명 영상 장치 (100) 는 획득된 언더샘플링된 자기 공명 신호들과 자기 공명 프린팅을 위한 신호 모델을 매칭하여 대상체에 대한 자기 공명 영상 내의 적어도 하나의 지점에서 제1 및 제2 물질에 대응하는 속성값을 결정한다.
- [0187] 자기 공명 프린팅을 위한 신호 모델은, 예견되는 신호 전개들을 저장한다. 언더샘플링된 자기 공명 신호와 자기 공명 프린팅을 위한 신호 모델은 패턴 인식 (pattern recognition) 을 기초로 매칭되어, 신호 모델에 저장된 신호 전개들 중, 언더샘플링된 자기 공명 신호와 가장 유사한 엔트리가 선택되고, 해당 엔트리에 대응되는 속성값들이, 대상체에 대한 자기 공명 영상 내의 일 지점에서 제1 및 제2 물질에 대응하는 속성값으로 결정된다.
- [0188] 예컨대, 매칭은 수학식 2에 기초하여 수행될 수 있다.

**수학식 2**

$$\text{argmin}_{F, wT1, wT2, fT1, fT2, \Delta B, \text{coilphase}} ||\text{Sig} - (wD(x, \Delta B) + fD(x, \Delta B + 440\text{Hz}))||$$

- [0189]
- [0190] 여기서, F는 일 복셀에서 물/지방의 비율이고, wT1 및 wT2는 그 복셀에 포함된 물에 대응하는 T1 및 T2 값이고, fT1 및 fT2는 그 복셀에 포함된 지방에 대응하는 T1 및 T2 값이고, ΔB는 그 복셀에서 제1 물질과 제2 물질 간의 이탈 공명 (off-resonance) 값이고, coilphase는 코일 페이즈 (coil phase) 효과에 따른 값이다.
- [0191] 또한 Sig는 획득된 자기 공명 신호이고, wD (x, ΔB) 는 물의 신호 모델이고, fD (x, ΔB+440Hz) 는 지방의 신호 모델이다. 물의 신호 모델은 wT1, wT2, 및 ΔB의 함수로 하는 블록 방정식 (Bloch equation) 에 의해 시뮬레이트된 모델이다. 지방의 신호 모델은 fT1, fT2, ΔB, 및 440Hz의 화학적 이동 (chemical shift) 을 함수로 하는 블록 방정식에 의해 시뮬레이트된 모델이다.
- [0192] 즉, 수학식2를 통해, F, wT1, wT2, fT1, fT2, ΔB, coilphase 와 같은 변수가 변할 때, 신호 모델에서, 물의 신호 모델과 지방의 신호 모델의 합과, 획득된 자기 공명 신호의 차이가 최소가 되는 엔트리가 결정될 수 있다.
- [0193] 예를 들어, 제1 물질 및 제2 물질에 대응되는 속성값은, 제1 및 제2 물질의 비율, 제1 물질의 T1 및 T2, 제2 물질의 T1 및 T2, 및 제1 물질과 제2 물질 간의 이탈 공명 (off-resonance), 등일 수 있다.
- [0194] 자기 공명 영상 내의 각 복셀에서 제1 물질 및 제2 물질에 대응되는 속성값이 결정됨으로써, 자기 공명 영상은 속성값에 따른 맵 (map) 으로 도시될 수 있다. 예를 들어, 자기 공명 영상은 제1 및 제2 물질 간의 비율 맵 (fraction map), 제1 물질의 T1 맵 및 T2 맵, 제2 물질의 T1 맵 및 T2 맵, 및 제1 물질과 제2 물질 간의 이탈

공명 (off-resonance) 맵, 대상체의 B1 위상맵 동일 수 있다.

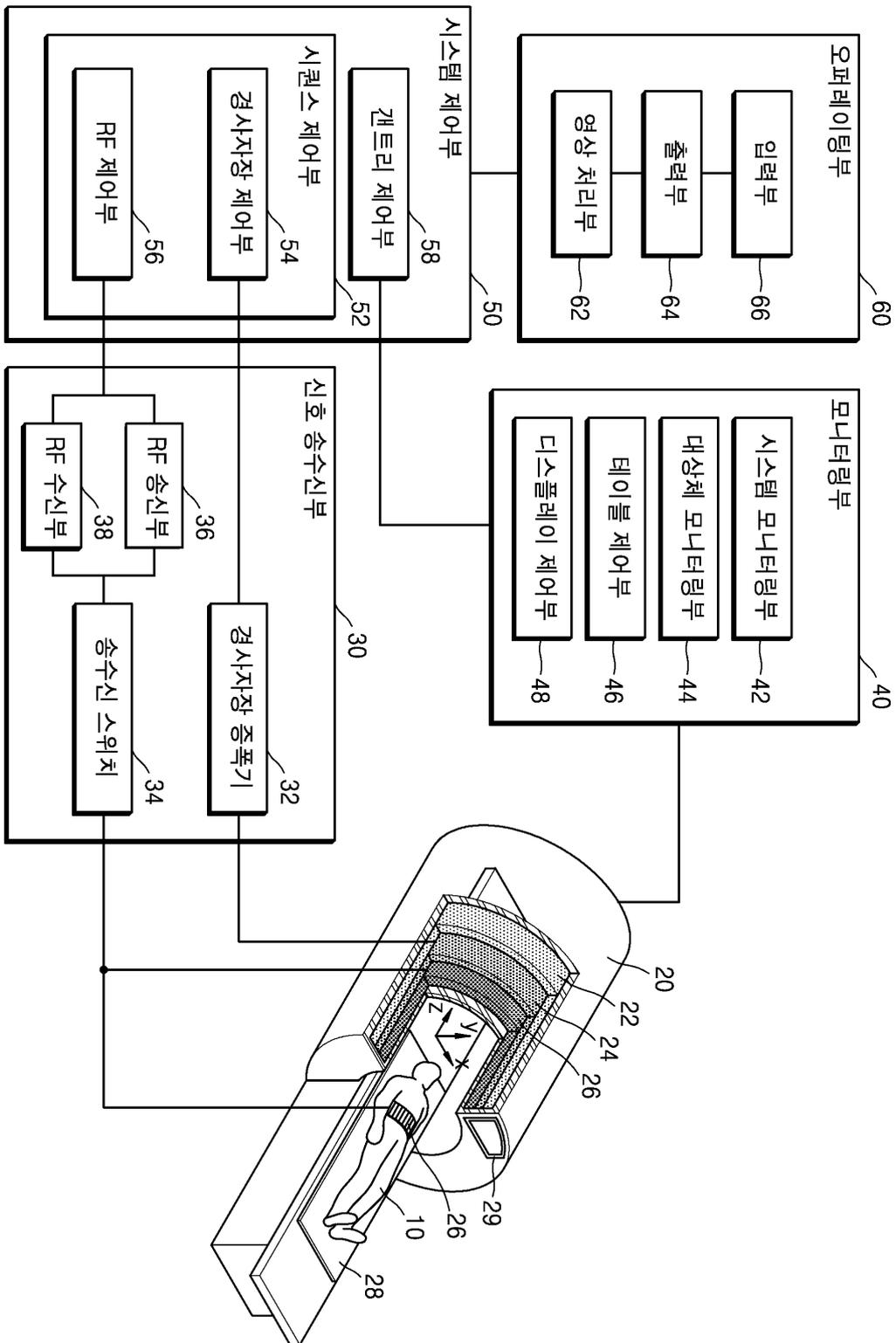
- [0195] 자기 공명 영상 내의 각 복셀에서 대상체에 포함된 복수의 물질에 대응되는 속성값들이 동시에 (simultaneously) 결정됨으로써, 한 번의 스캔으로 다양한 파라미터들을 효과적으로 수량화하는 효과가 있다.
- [0196] 이처럼, 예견되는 신호 전개들이 미리 수록된 신호 모델과 매칭 (matching) 되어 해당 대상체에 대한 자기 공명 영상 내의 지점에서 제1 및 제2 물질에 대응하는 속성값으로 결정됨으로써, 자기 공명 영상 장치 (100) 는 양적 맵 (quantitative map) 으로 생성할 수 있다.
- [0197] -제1 실험-
- [0198] 이하에서는, 제1 실험에 따라 도출된 실험 데이터에 대해 설명한다.
- [0199] 도 10은 제1 실험 및 제2 실험 따른 팬텀의 측면도이다.
- [0200] 실험에서 사용된 팬텀은 도 10에 도시된 바와 같이, 콩기름 (soybean oil) 과 1% 아가로스 (agarose) 및 0.01% 황산구리 (CuSo4) 가 포함된 물로 구성된다. 팬텀은 도 10에 도시된 바와 같이, 물과 콩기름의 경계가 경사짐에 따라, 선택된 슬라이스 내에서 물과 콩기름의 구배는 횡축에 따라 달라지게 된다.
- [0201] 도 11a는 반복 시간 (TR; repetition time) 의 패턴의 일 예를 도시한다.
- [0202] 도 11b는 플립 각도 (flip angle) 의 패턴의 일 예를 도시한다.
- [0203] 도 11a에 도시된 바와 같이, 제1 실험에서 복수의 RF 펄스는 제1 반복 시간 (TR1) 이 복수회 반복되는 제1 구간 (511, 512, 513, 514) 및 제2 반복 시간 (TR2) 이 복수회 반복되는 제2 구간 (521, 522, 523, 524) 로 구분될 수도 있다.
- [0204] 여기서, 제1 구간 및 제2 구간은 도 11a에 도시된 바와 같이, 서로 번갈아 반복될 수 있다.
- [0205] 전술된 바와 같이, 대상체가 물과 지방을 포함하는 경우, 물과 지방의 직교성을 증가시키기 위해, 제1 반복 시간 (TR1) 은 약 4.6ms, 9.2ms, 13.8ms, ..., 2.3ms \* (2n) (이때, n은 자연수) 중 적어도 하나일 수 있고, 제2 반복 시간 (TR2) 은 약 6.9ms, 11.5ms, 16.1ms, ..., 2.3ms \* (2n+1) (이때, n은 자연수) 중 적어도 하나일 수 있다.
- [0206] 도 11a를 참조하면, 제1 실험에서 제1 반복 시간 (TR1) 은 약 4.6ms이고, 제2 반복 시간 (TR2) 은 약 6.9ms이다.
- [0207] 제1 실험에서, 제1 구간 (511) 은 제1 반복 시간 (TR1) 이 150회 반복되는 구간이고, 나머지 제1 구간 (512, 513, 514) 은 제1 반복 시간 (TR1) 이 50회 반복되는 구간이고, 제2 구간 (521, 522, 523, 524) 은 제2 반복 시간 (TR2) 이 50회 반복되는 구간이다. 이처럼, 제1 구간 (512, 513, 514) 에서 제1 반복 시간 (TR1) 이 반복되는 횟수와 제2 구간 (521, 522, 523, 524) 에서 제2 반복 시간 (TR2) 이 반복되는 횟수는 서로 동일할 수 있으나, 제1 구간 (511) 처럼, 제2 구간 (521, 522, 523, 524) 보다 반복 시간 (TR1) 이 더 많이 반복될 수도 있다.
- [0208] 제1 실험에서, RF 펄스들이 균형 정상 상태 자유 세차 (bSSFP: balanced SSFP) 기법에 따른 펄스 시퀀스에 기초하여 인가되고, 도 11b에 도시된 바와 같은 플립 각도 패턴이 발생한다.
- [0209] 한편, 균형 정상 상태 자유 세차 (bSSFP: balanced SSFP) 기법에 따른 펄스 시퀀스가 이용되는 경우, 1/TR (Hz) 에서 밴딩 아티팩트 (banding artifact) 가 발생한다.
- [0210] 그러나, 도 11a에 도시된 반복 시간 (TR) 패턴이 이용되는 경우, 1/TR (Hz) 마다 시그널 프로파일 (signal profile) 이 반복되어 시그널 레벨 (signal level) 이 상승되는 효과가 있다.
- [0211] 도 12a 내지 도 12d는 제1 실험에 따라 획득된 신호들의 그래프들이다.
- [0212] 도 12a에 도시된 바와 같이, 획득된 자기 공명 신호의 전개와, 신호 모델에서 그 자기 공명 신호와 가장 유사한 것으로 선택된 신호의 전개는 유사하다.
- [0213] 전술된 바와 같이, 물과 지방의 직교성이 증가됨으로써, 도 12b에 도시된 바와 같이, 신호 모델에서 선택된 물과 지방의 신호는 역상인 경우 가장 큰 격차를 보이고, 동상인 경우 가장 작은 격차를 보인다.
- [0214] 도 12c는 신호들의 실수부를 나타내고, 도 12d는 신호들의 허수부를 나타낸다.

- [0215] 자기 공명 영상 내의 각 복셀에서 제1 물질 및 제2 물질에 대응되는 속성값이 결정됨으로써, 자기 공명 영상은 속성값에 따른 맵 (map) 으로 도시될 수 있다. 예를 들어, 자기 공명 영상은 도 13a와 같이, 팬텀에 대한 물 및 지방의 양자 밀도맵 (proton density map) 으로 도시되거나, 도 13b와 같이, 팬텀에 대한 물의 T1 맵 및 지방의 T1맵으로 도시되거나, 도 13c와 같이, 팬텀에 대한 물의 T2맵 및 지방의 T2맵으로 도시되거나, 도 13d와 같이, 팬텀에 대한 이탈 공명 (off-resonance) 맵 ( $\Delta B$ ) 및 B1 위상맵 (B1 phase map) 으로 도시될 수 있다.
- [0216] 또한, 자기 공명 영상은 도 14a 내지 14d와 같이 생체 대상체에 대해서도 다양한 속성값들에 기초한 맵이 생성될 수 있다. 도 14e는 생체 대상체에 대해 결정된 다양한 속성값들을 표로 도시한 것이다.
- [0217] 실험1은  $2x2mm^2$ , 128x128 매트릭스, 5mm의 슬라이스 두께, 도 7에서 설명된 k 공간의 방사형 격자상에서 스캔시, 슬라이스 당 24초의 시간이 소요되었다.
- [0218] 이처럼, 일 실시예에 따르면, 멀티 파라미터 맵핑을 통해 종래 기법보다 단축된 시간으로, 도 13a 내지 도 13d 및 도 14a 내지 도 14e에 도시된 바와 같이 다양한 파라미터들을 동시에 (simultaneously) 수량화할 수 있는 효과가 있다.
- [0219] -제2 실험-
- [0220] 이하에서는, 제2 실험에 따라 도출된 실험 데이터에 대해 설명한다. 제2 실험에서, 도 10의 팬텀이 이용되었다.
- [0221] 도 15a는 반복 시간 (TR; repetition time) 의 패턴의 다른 예를 도시한다.
- [0222] 도 15b는 플립 각도 (flip angle) 의 패턴의 다른 예를 도시한다.
- [0223] 도 15a에 도시된 바와 같이, 제2 실험에서 복수의 RF 펄스는 제1 반복 시간 (TR1) 이 복수회 반복되는 제1 구간 (611, 612, 613, 614, 615) 및 제2 반복 시간 (TR2) 이 복수회 반복되는 제2 구간 (621, 622, 623, 624) 로 구분될 수도 있다.
- [0224] 여기서, 제1 구간 및 제2 구간은 도 15a에 도시된 바와 같이, 서로 번갈아 반복될 수 있다.
- [0225] 전술된 바와 같이, 대상체가 물과 지방을 포함하는 경우, 물과 지방의 직교성을 증가시키기 위해, 제1 반복 시간 (TR1) 은 약 4.6ms, 9.2ms, 13.8ms, ...,  $2.3ms * (2n)$  (이때, n은 자연수) 중 적어도 하나일 수 있고, 제2 반복 시간 (TR2) 은 약 6.9ms, 11.5ms, 16.1ms, ...,  $2.3ms * (2n+1)$  (이때, n은 자연수) 중 적어도 하나일 수 있다.
- [0226] 도 15a를 참조하면, 제2 실험에서 제1 반복 시간 (TR1) 은 약 4.6ms이고, 제2 반복 시간 (TR2) 은 약 6.9ms이다.
- [0227] 제2 실험에서, 각각의 제1 구간 (611, 612, 613, 614, 615) 에서 반복되는 제1 반복 시간의 횟수는 서로 상이하다. 또한, 각각의 제2 구간 (621, 622, 623, 624) 에서 반복되는 제2 반복 시간의 횟수도 서로 상이하다.
- [0228] 제2 실험에서, RF 펄스들이 균형 정상 상태 자유 세차 (bSSFP: balanced SSFP) 기법에 따른 펄스 시퀀스에 기초하여 인가되고, 도 15b에 도시된 바와 같은 플립 각도 패턴이 발생한다.
- [0229] 한편, 균형 정상 상태 자유 세차 (bSSFP: balanced SSFP) 기법에 따른 펄스 시퀀스가 이용되는 경우,  $1/TR$  (Hz) 에서 밴딩 아티팩트 (banding artifact) 가 발생한다.
- [0230] 그러나, 도 15a에 도시된 반복 시간 (TR) 패턴이 이용되는 경우,  $1/TR$  (Hz) 마다 시그널 프로파일 (signal profile) 이 반복되어 시그널 레벨 (signal level) 이 상승되는 효과가 있다.
- [0231] 도 16a 내지 도 16c는 제2 실험에 따라 획득된 신호들의 그래프들이다.
- [0232] 도 16a에 도시된 바와 같이, 획득된 자기 공명 신호의 전개와, 신호 모델에서 그 자기 공명 신호와 가장 유사한 것으로 선택된 신호의 전개는 유사하다.
- [0233] 전술된 바와 같이, 물과 지방의 직교성이 증가됨으로써, 동상 효과 (in-phase effect) 및 역상 효과 (out-of-phase effect) 가 발생하여, 도 16b에 도시된 바와 같이, 신호 모델에서 선택된 물과 지방의 신호는 역상인 경우 가장 큰 격차를 보이고, 동상인 경우 가장 작은 격차를 보인다.
- [0234] 도 16c는 신호들의 실수부를 나타낸다.

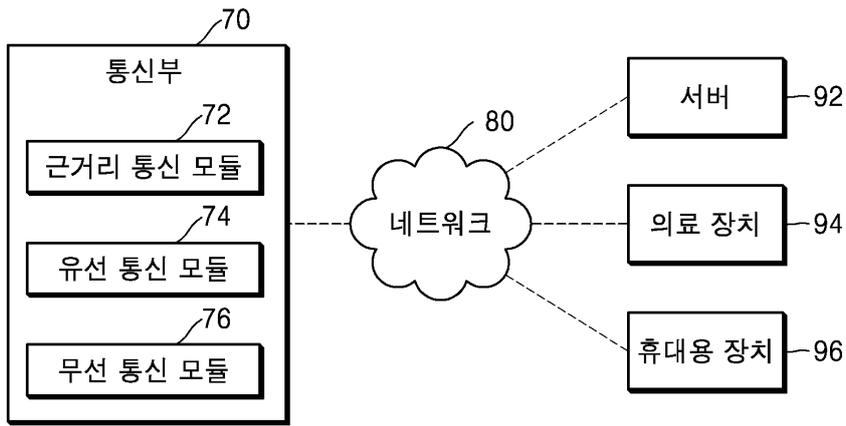
- [0235] 자기 공명 영상 내의 각 복셀에서 제1 물질 및 제2 물질에 대응되는 속성값이 결정됨으로써, 자기 공명 영상은 속성값에 따른 맵 (map) 으로 도시될 수 있다. 예를 들어, 자기 공명 영상은 도 17a와 같이, 팬텀에 대한 물 및 지방의 양자 밀도맵 (proton density map) 으로 도시되거나, 도 17b와 같이, 팬텀에 대한 물의 T1 맵 및 지방의 T1맵으로 도시되거나, 도 17c와 같이, 팬텀에 대한 물의 T2맵 및 지방의 T2맵으로 도시될 수 있다.
- [0236] 또한, 자기 공명 영상은 도 18a 내지 18c와 같이 생체 대상체에 대해서도 다양한 속성값들에 기초한 맵이 생성될 수 있다.
- [0237] 도 17a 내지 도 17c 및 도 18a 내지 도 18c에 도시된 바와 같이, 일 실시예에 따르면, 멀티 파라미터 맵핑을 통해, 종래 기법보다 단축된 시간으로 다양한 파라미터들을 수량화할 수 있는 효과가 있다.
- [0238] 실험2는  $2 \times 2 \text{mm}^2$ , 128x128 매트릭스, 5mm의 슬라이스 두께, 도 7에서 설명된 k 공간의 방사형 궤적상에서 스캔시, 슬라이스 당 25초 (팬텀), 27초 (생체 대상체) 의 시간이 소요되었다.
- [0239] 한편, 상술한 본 발명의 실시예들은 컴퓨터에서 실행될 수 있는 프로그램으로 작성가능하고, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 이용하여 프로그램을 동작시키는 범용 디지털 컴퓨터에서 구현될 수 있다.
- [0240] 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는 마그네틱 저장매체 (예를 들면, 롬, 플로피 디스크, 하드디스크 등), 광학적 판독 매체 (예를 들면, 시디롬, 디브이디 등) 및 캐리어 웨이브 (예를 들면, 인터넷을 통한 전송) 와 같은 저장매체를 포함한다.
- [0241] 이상과 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로, 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

도면

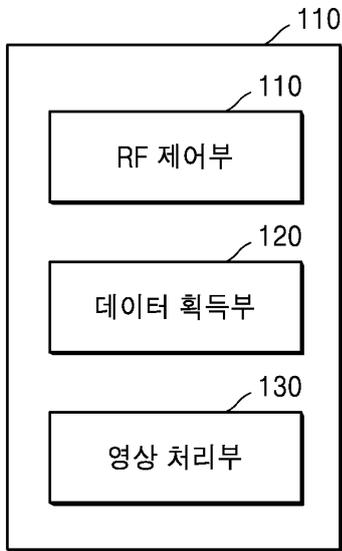
도면1



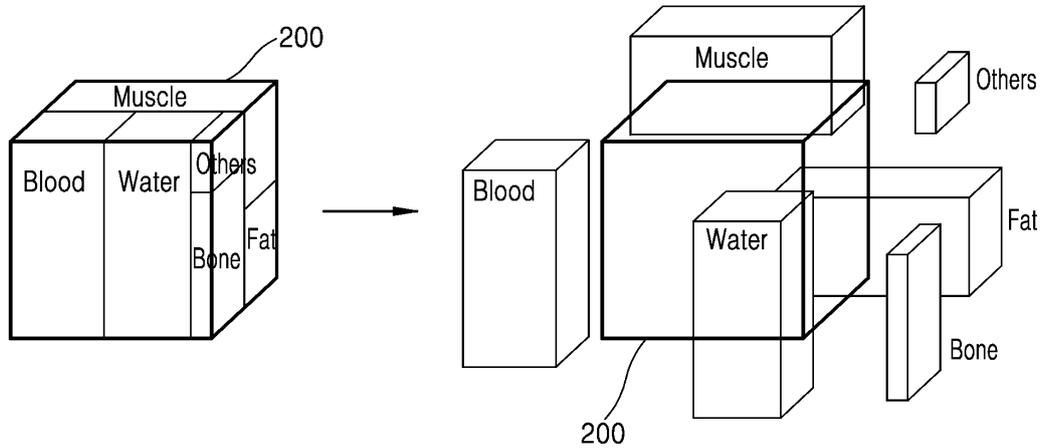
도면2



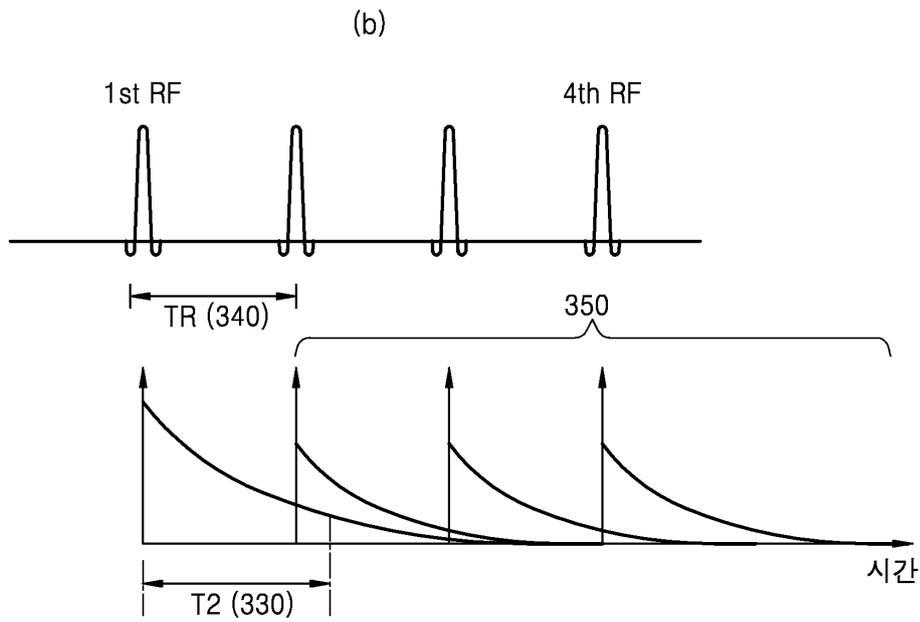
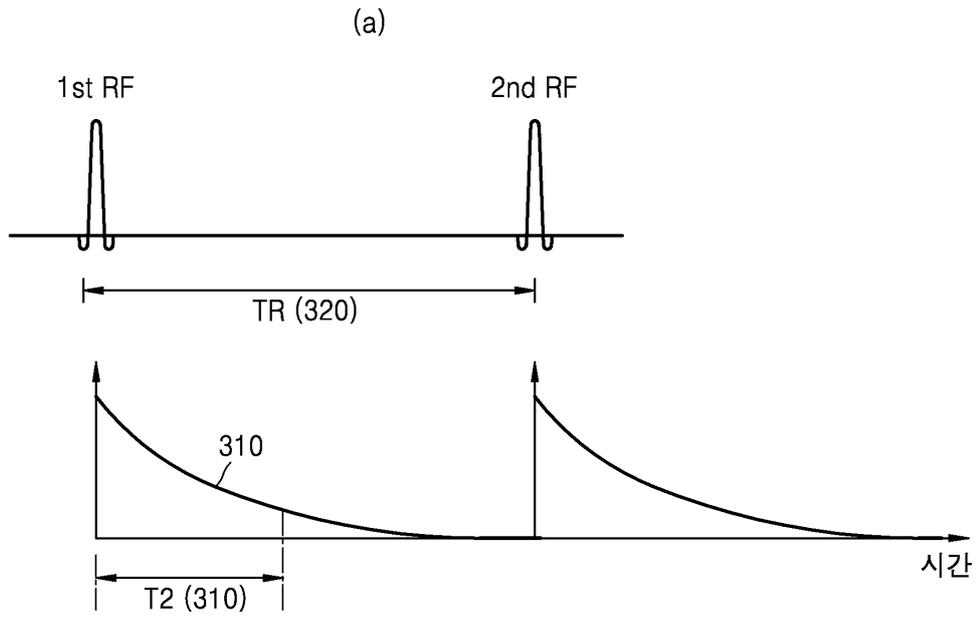
도면3



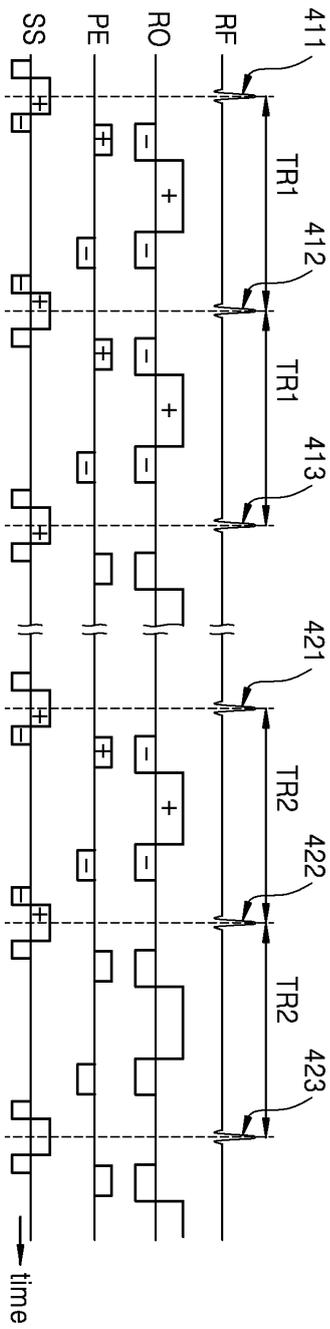
도면4



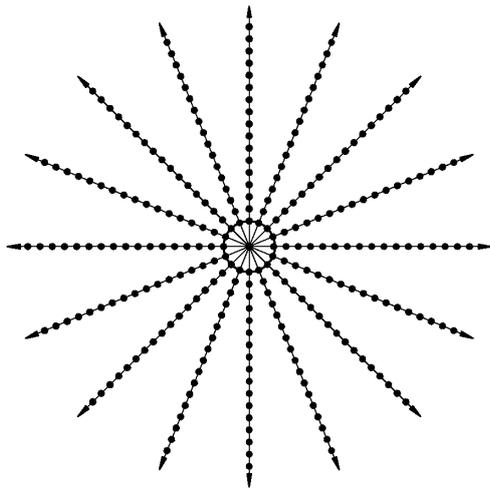
도면5



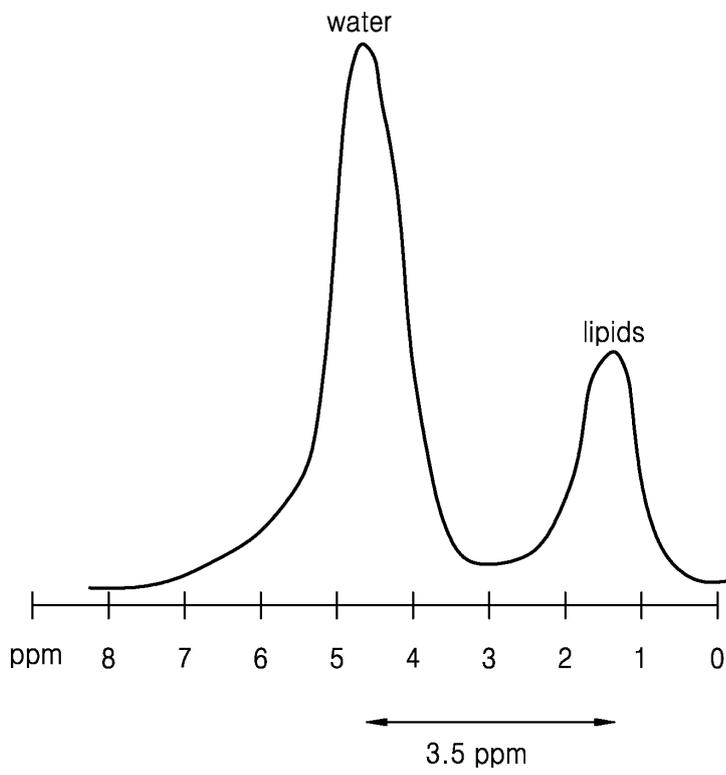
도면6



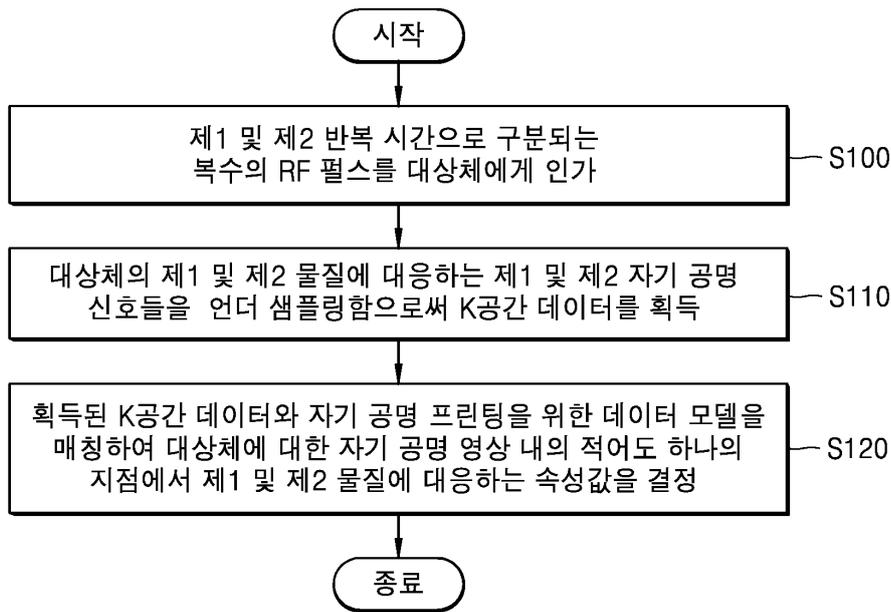
도면7



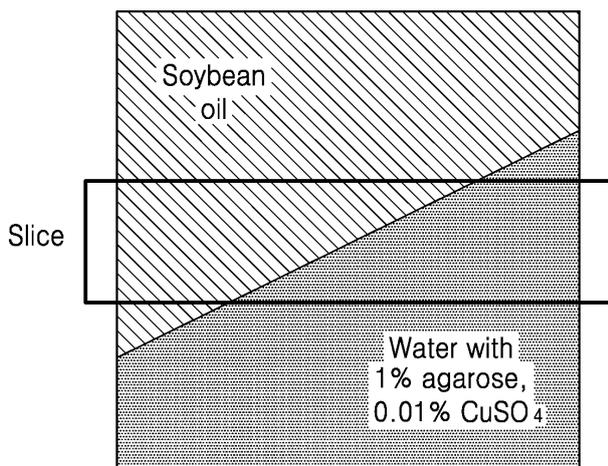
도면8



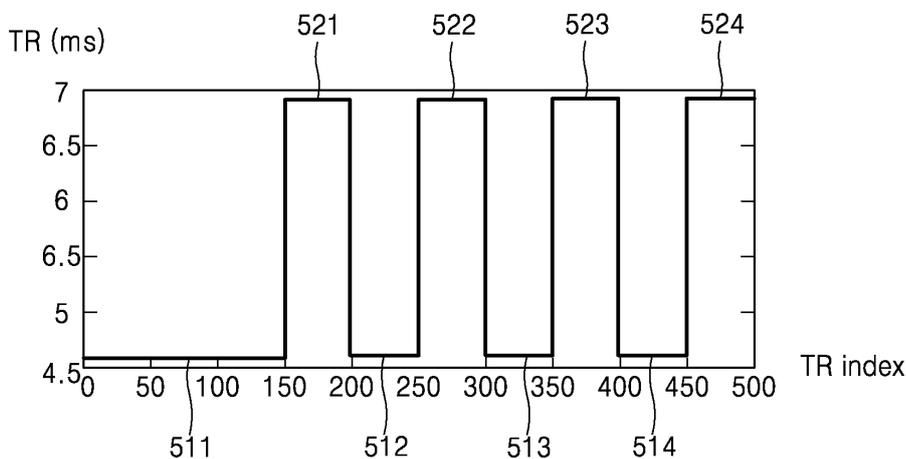
도면9



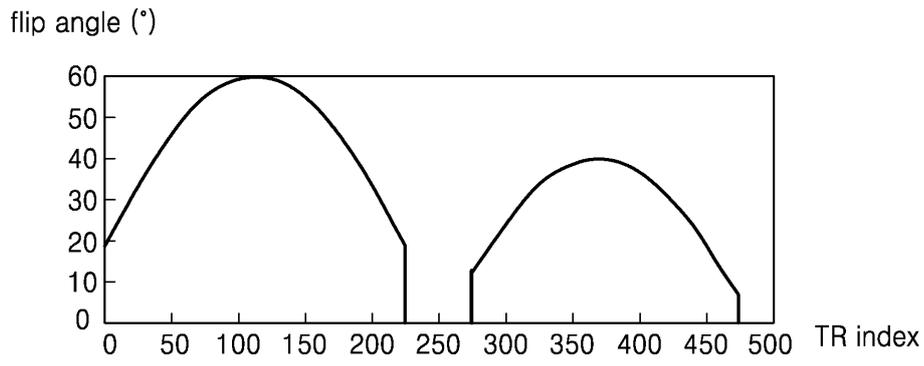
도면10



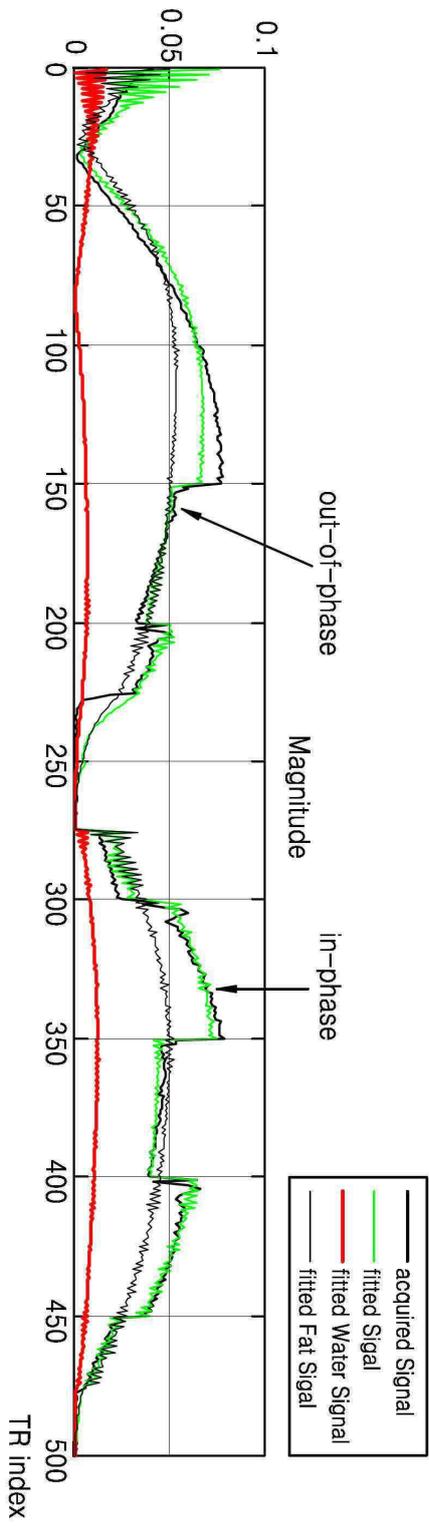
도면11a



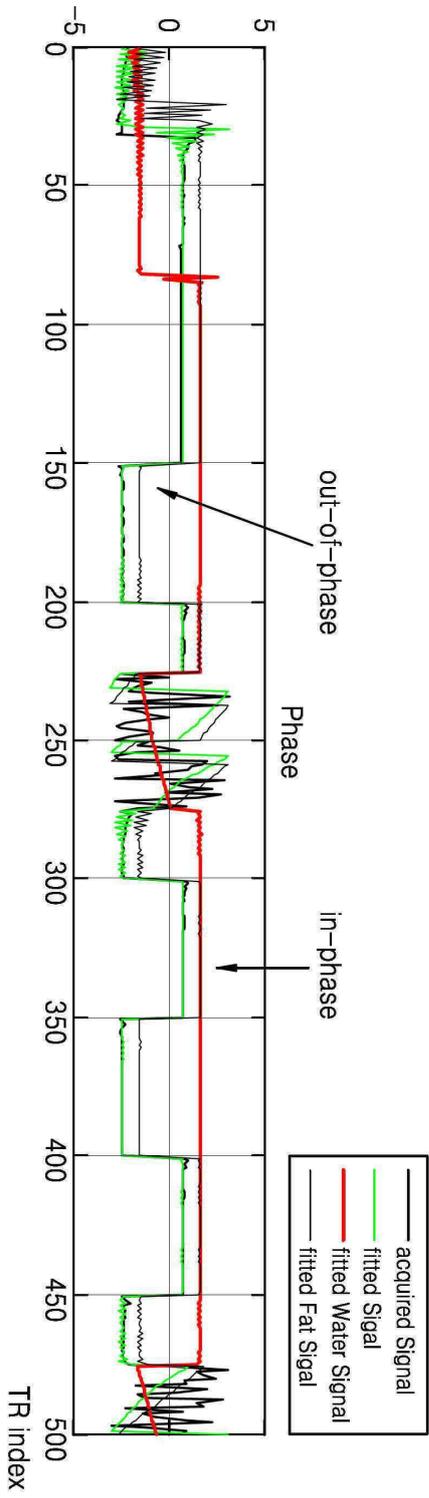
도면11b



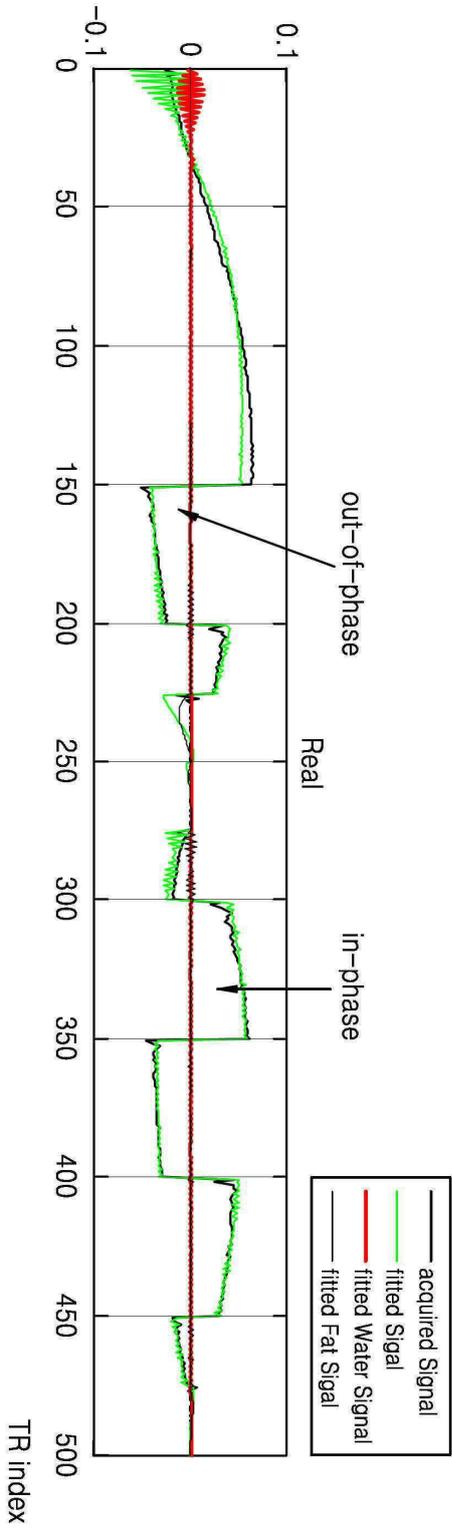
도면12a



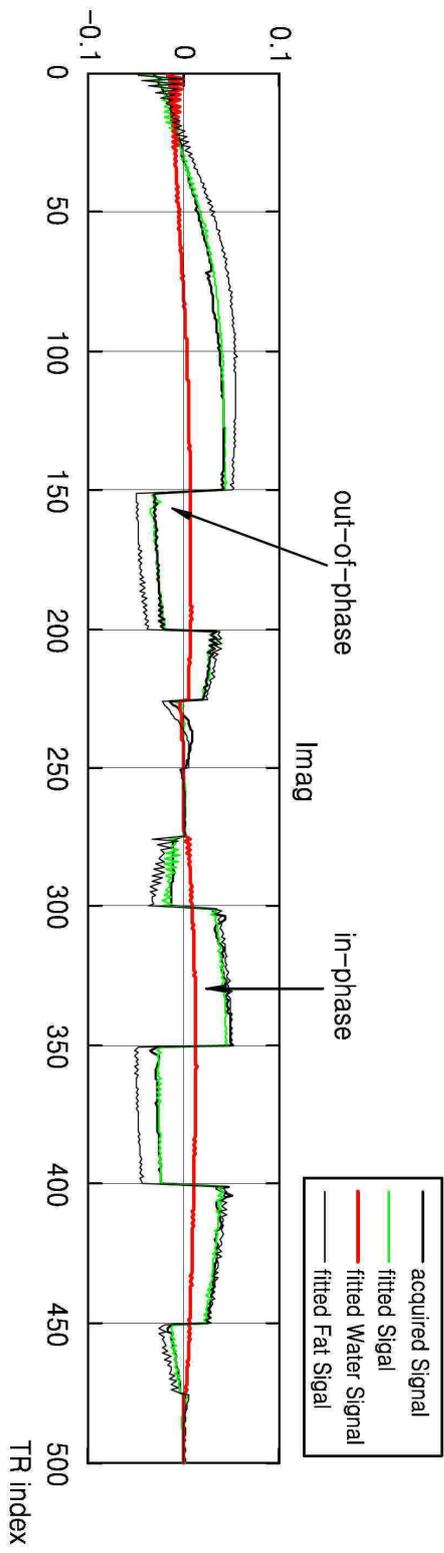
도면12b



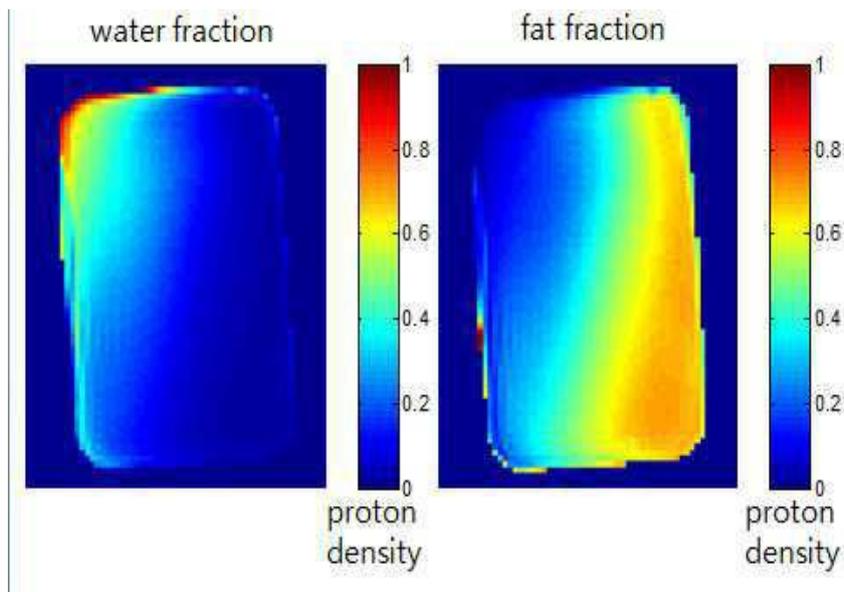
도면12c



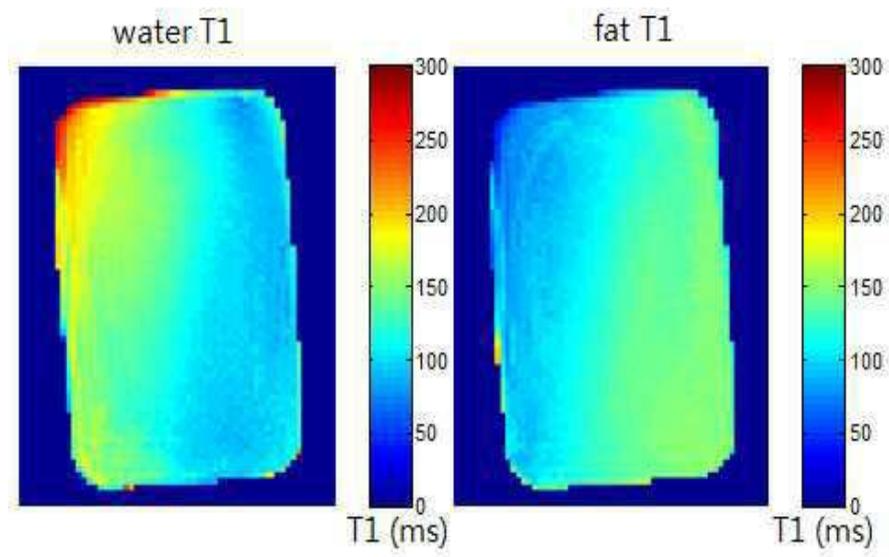
도면12d



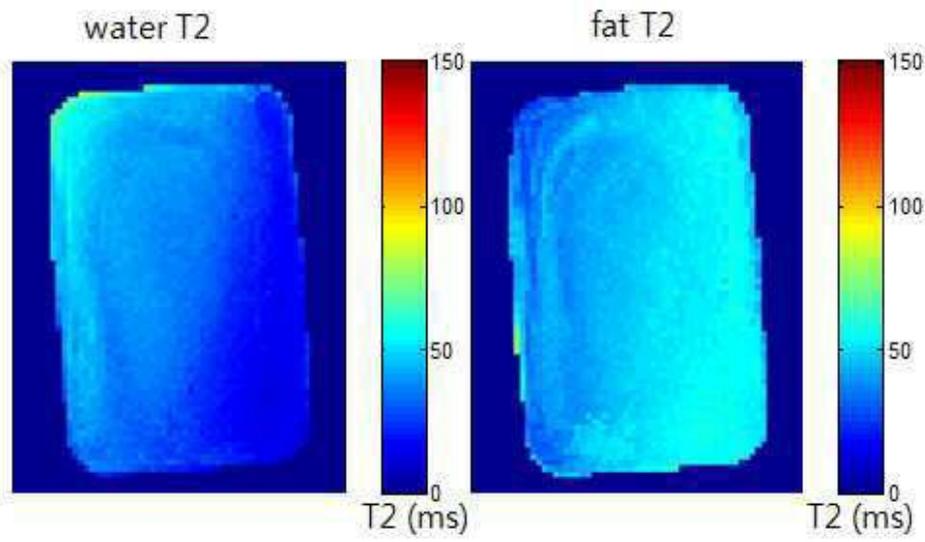
도면13a



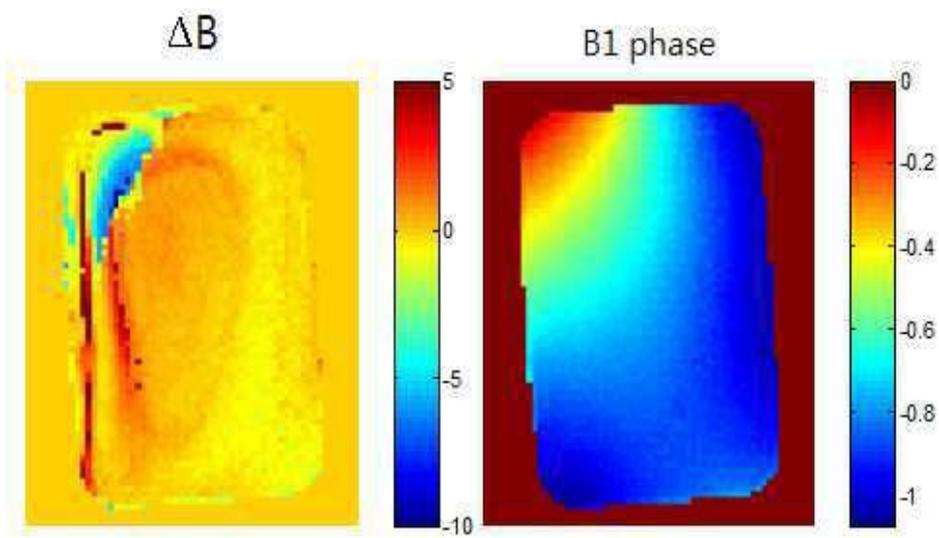
도면13b



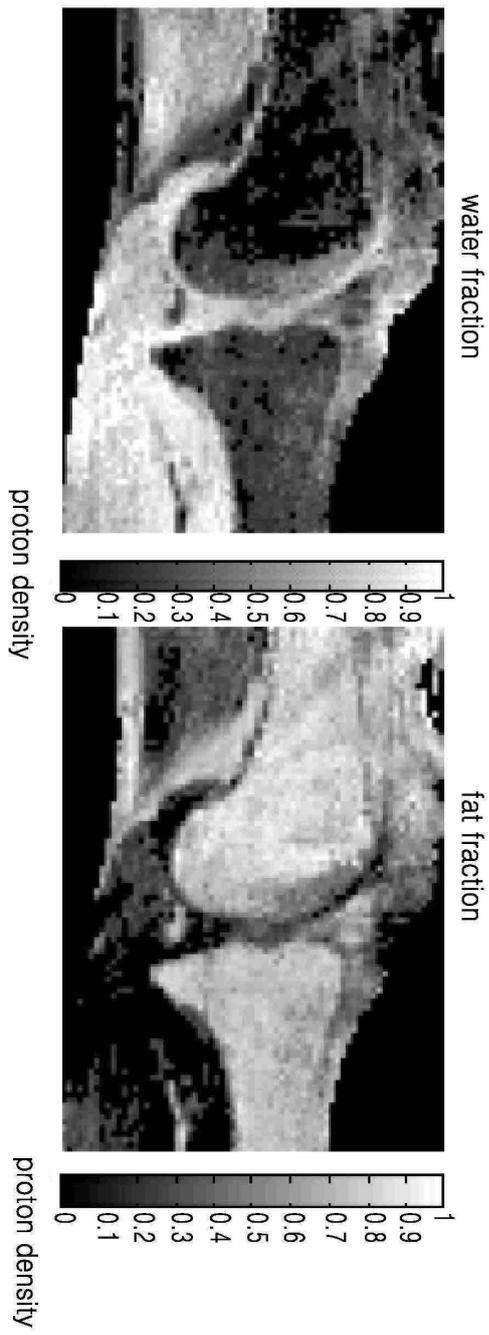
도면13c



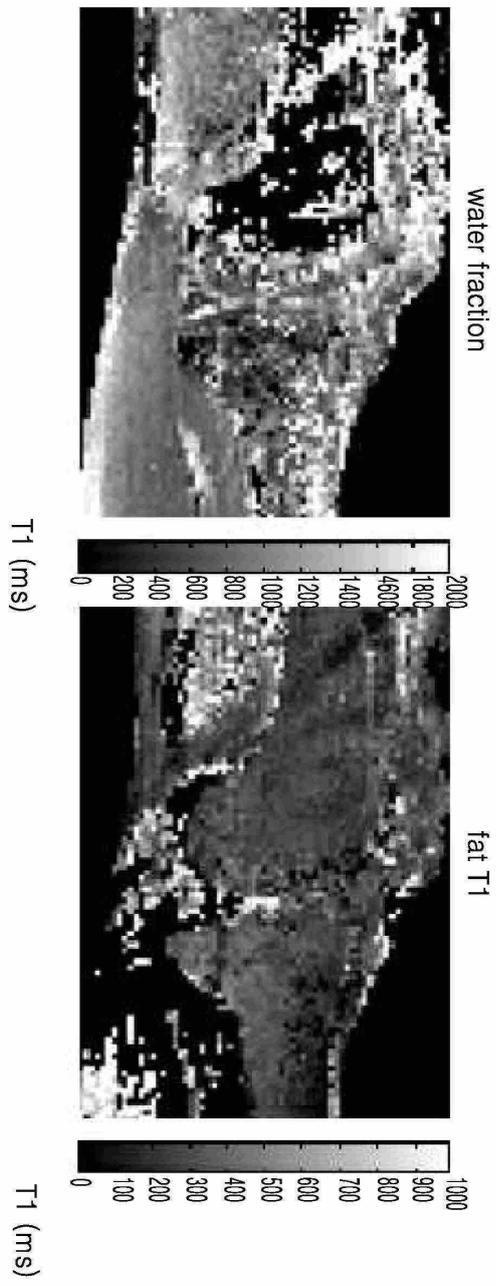
도면13d



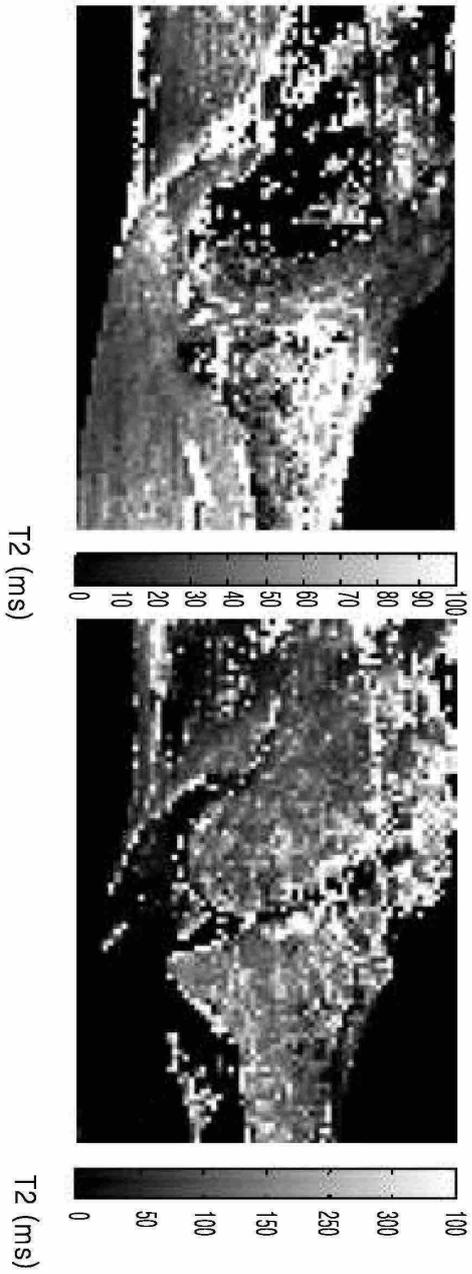
도면14a



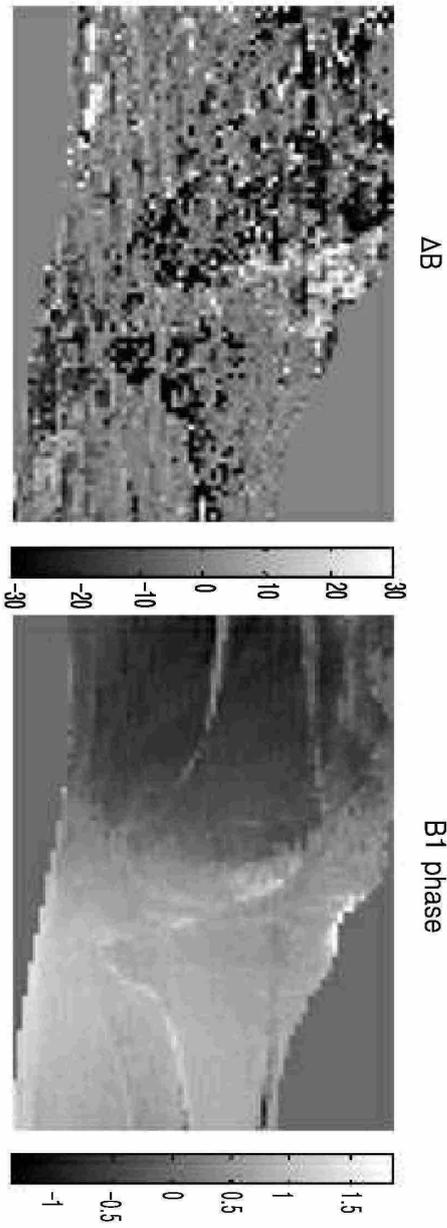
도면14b



도면14c



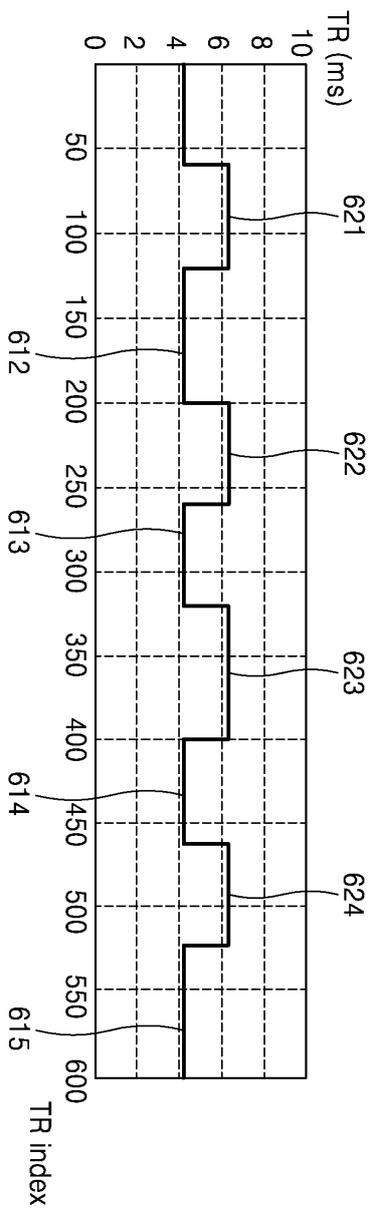
도면14d



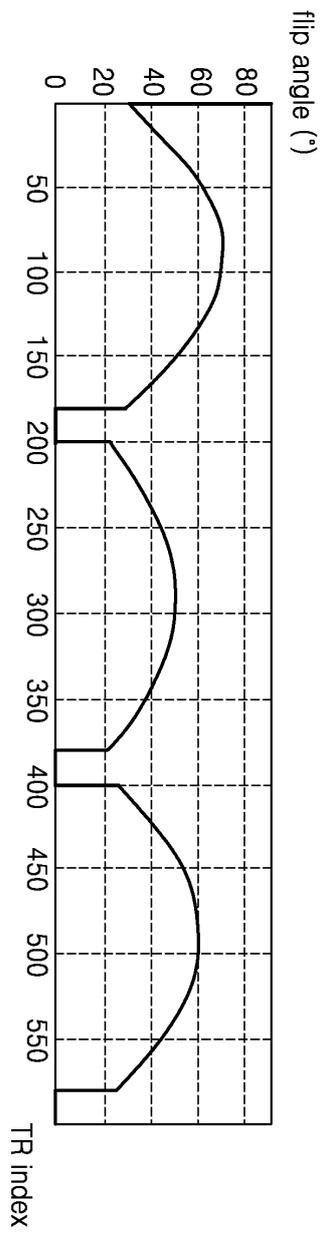
도면14e

Tissue	T1 (ms)		T2 (ms)	
	1.5T	3T	1.5T	3T
muscle	1130±91.7	1420±38.1	35.3±3.85	31.7±1.90
cartilage	1060±155	1240±107	42.1±7.05	36.9±3.81
synovial fluid	2850±279	3620±320	1210±140	767±48.8
marrow	288±8.42	371±7.94	165±5.50	133±4.43
subcutaneous fat	288±5.27	365±9.0	165±4.96	133±6.14

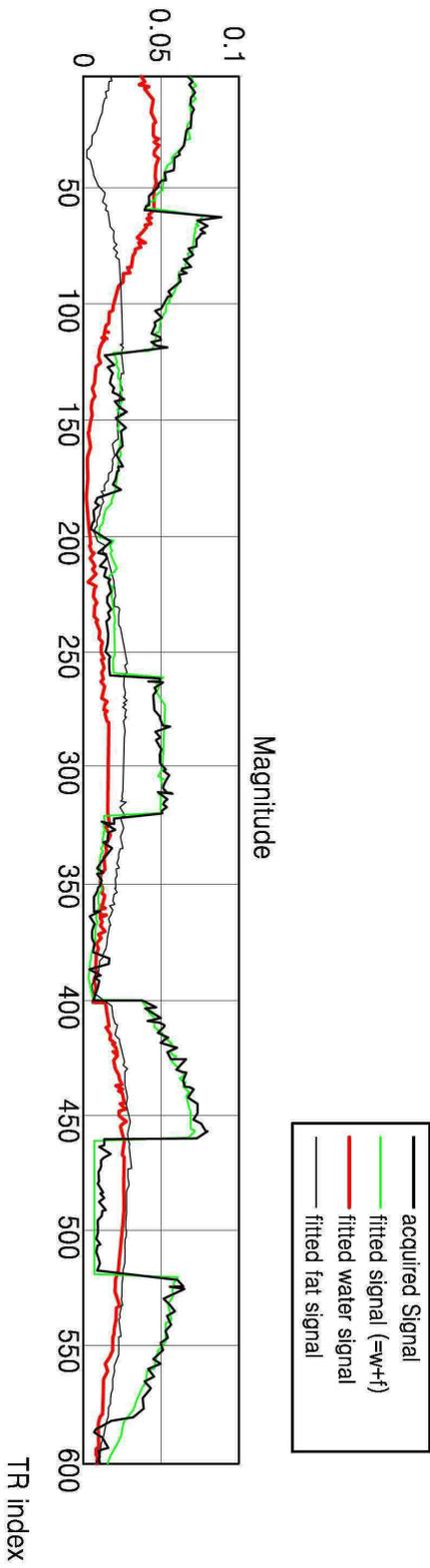
도면15a



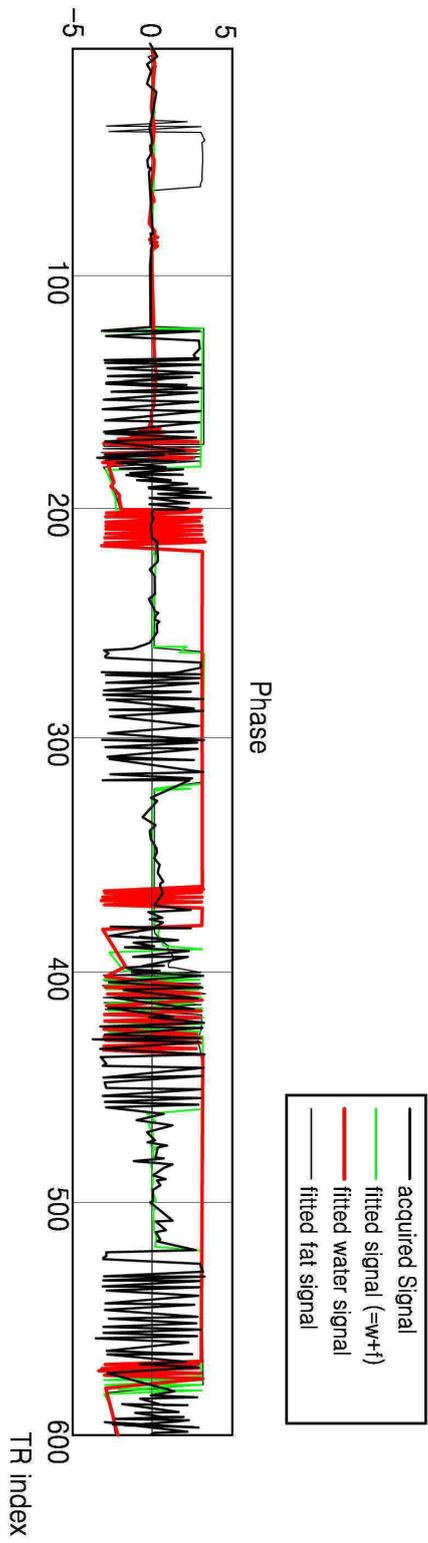
도면15b



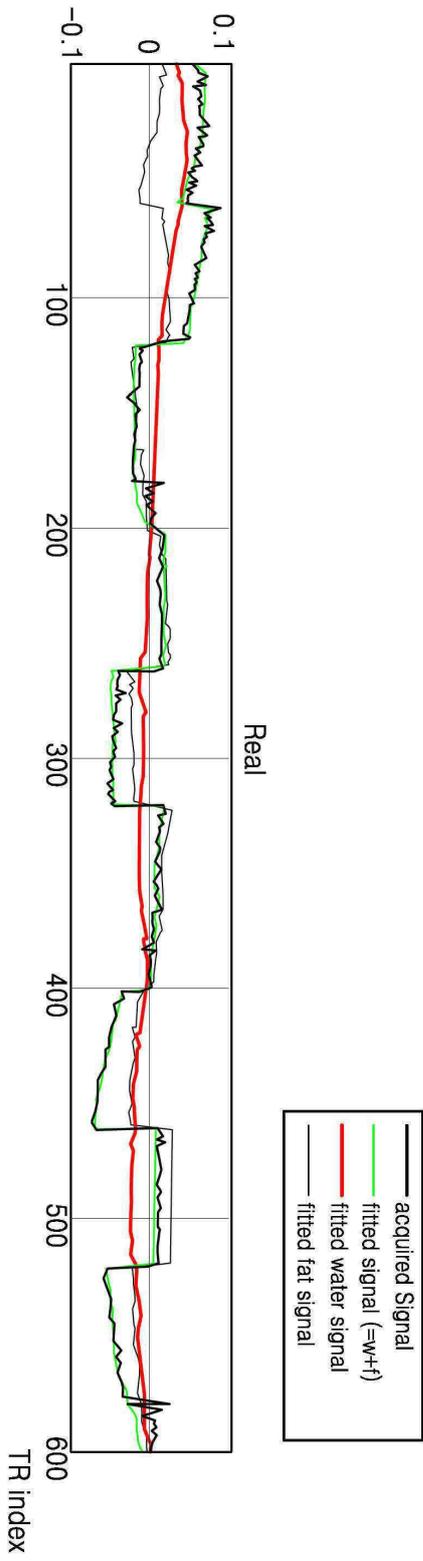
도면16a



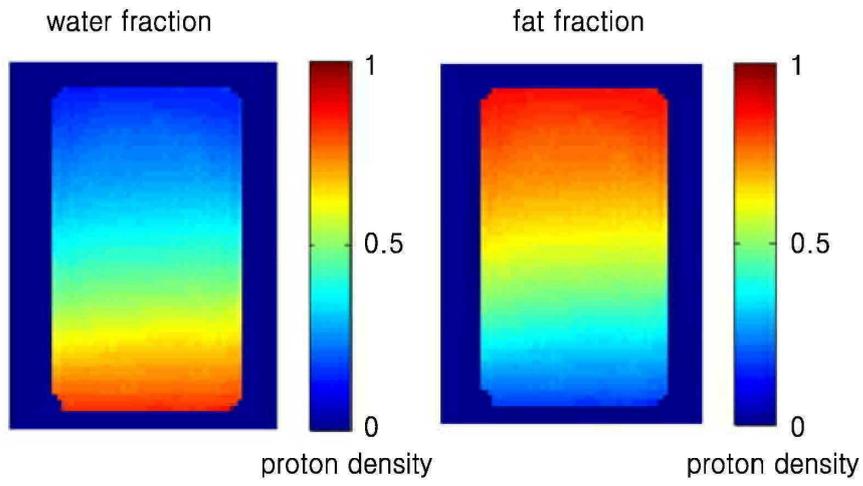
도면16b



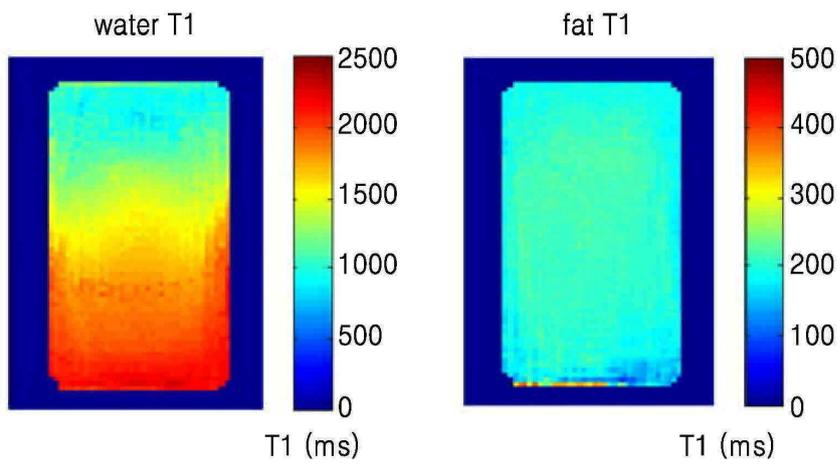
도면16c



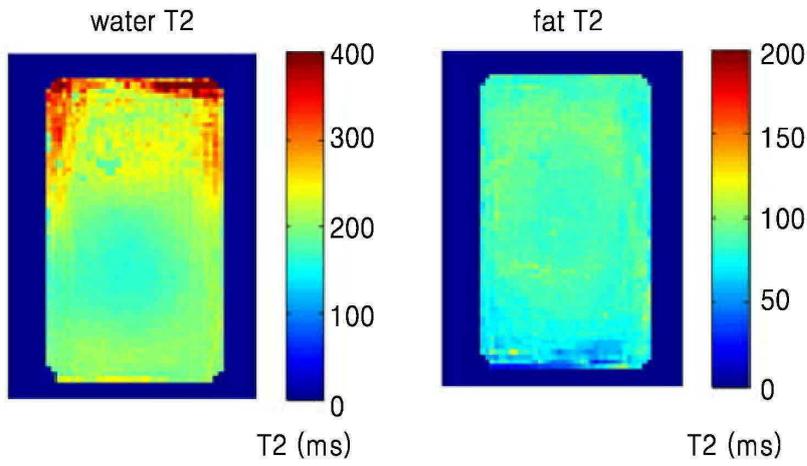
도면17a



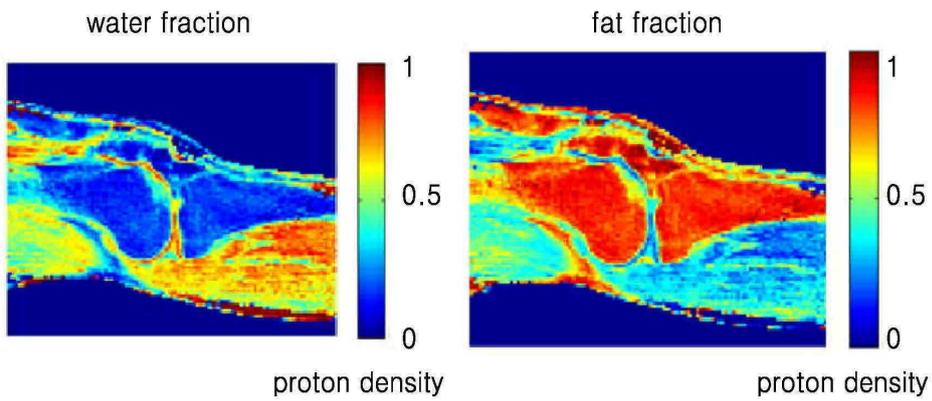
도면17b



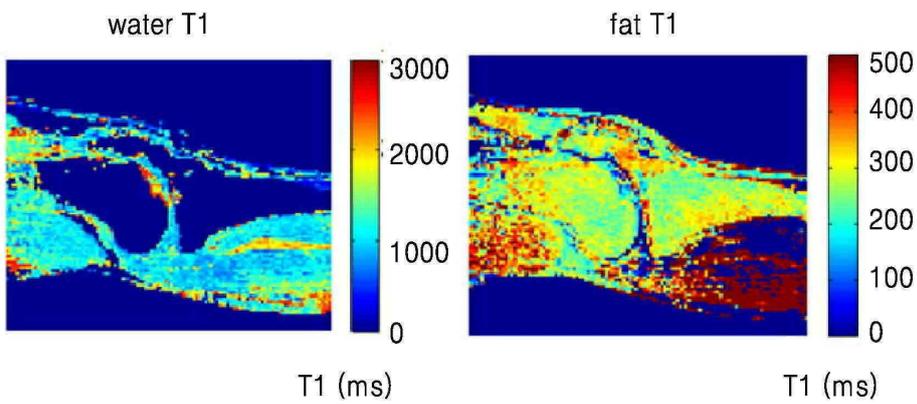
도면17c



도면18a



도면18b



도면18c

