



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년05월20일
(11) 등록번호 10-1623310
(24) 등록일자 2016년05월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/055 (2006.01) G01R 33/48 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/055 (2013.01)
G01R 33/4804 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0086852
(22) 출원일자 2015년06월18일
심사청구일자 2015년06월18일
(56) 선행기술조사문헌
KR1020130099612 A
KR101310706 B1
KR1020140071850 A
JP2002209867 A

(73) 특허권자
경희대학교 산학협력단
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732 (서천동, 경희대학교 국제캠퍼스내)
(72) 발명자
이수열
경기도 성남시 분당구 미금로 114, 304동 304호(구미동, 하얀마을그랜드빌라)
에릭 미첼
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732 (서천동, 경희대학교 생체의공학과)
(74) 대리인
김연권

전체 청구항 수 : 총 9 항

심사관 : 최성수

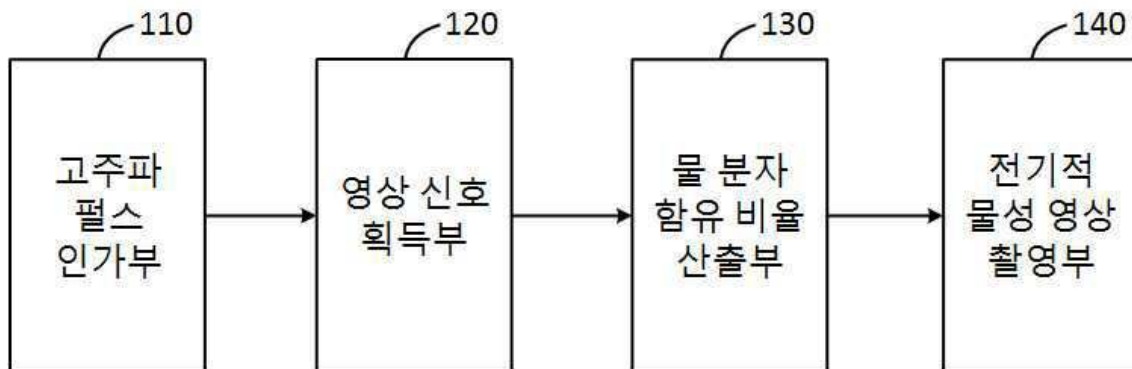
(54) 발명의 명칭 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치 및 그 방법

(57) 요약

자기공명영상 신호를 이용하여 인체 뇌조직의 전기 전도도 및 전기 유전율을 포함하는 전기 물성을 촬영하는 장치 및 그 방법에 관한 것으로, 잡음을 크게 증폭시키는 미분자를 쓰지 않고 자기 공명 영상 신호의 비율에 기초하여 물 분자 함유 비율을 산출하고, 산출된 물 분자 함유 비율로부터 전기적 물성을 산출하며, 산출된 전기적 물성에 대한 전기 물성 영상을 획득함으로써, 뇌조직의 전기 물성 영상을 높은 공간해상도 및 높은 정확도로 획득할 수 있다.

대표도 - 도1

100



(52) CPC특허분류

G01R 33/4828 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 NRF-2013R1A2A2A03006812

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 연구재단

연구사업명 기초연구사업

연구과제명 자기공명영상-유도 자성나노입자 온열암치료법에 관한 연구

기 여 율 1/1

주관기관 경희대학교 산학협력단

연구기간 2014.06.01 ~ 2015.05.31

명세서

청구범위

청구항 1

서로 다른 반복시간(Repetition time)의 간격으로 생성된 두 개의 고주파 펄스를 인가하는 고주파 펄스 인가부;
상기 인가된 고주파 펄스를 통해 두 개의 자기 공명 영상 신호를 획득하는 영상 신호 획득부;

상기 획득된 두 개의 자기 공명 영상 신호에 대한 영상 비율 및 물 분자 함유 비율의 상관관계에 대한 물 분자 함유 비율 모델을 생성하고, 상기 생성된 물 분자 함유 비율 모델로부터 뇌조직의 물 분자 함유 비율을 산출하는 물 분자 함유 비율 산출부; 및

물 분자 함유 비율 및 전기적 물성의 상관관계에 대한 전기적 물성 모델을 생성하고, 상기 생성된 전기적 물성 모델을 이용하여 상기 산출된 물 분자 함유 비율로부터 전기적 물성을 산출하며, 상기 산출된 전기적 물성에 대한 전기 물성 영상을 획득하는 전기적 물성 영상 촬영부

를 포함하는 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 물 분자 함유 비율 산출부는

뇌척수액(ESF), 백질(White Matter) 및 회백질(Grey Matter)의 뇌조직에 대한 영상 비율로부터 상기 물 분자 함유 비율의 상관관계에 대한 물 분자 함유 비율 모델링 함수를 도출하고, 상기 도출된 모델링 함수를 이용하여 상기 물 분자 함유 비율을 산출하는

자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 전기 물성 영상 촬영부는

뇌척수액(ESF), 백질(White Matter) 및 회백질(Grey Matter)의 뇌조직에 대한 물 분자 함유 비율 및 스핀격자완화시간(spin-lattice relaxation time)으로부터 상기 물 분자 함유 비율 및 상기 전기적 물성의 상관관계에 대한 전기적 물성 모델링 함수를 도출하는

자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 전기 물성 영상 촬영부는

상기 도출된 전기적 물성 모델링 함수를 이용하여 상기 전기 물성 영상을 획득하는

자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 영상 신호 획득부는

상기 인가된 고주파 펄스에 의해 에코시간(Echo time, TE)이 도과한 후 발생하는 스핀 에코 신호로부터 상기 두 개의 자기 공명 영상 신호를 획득하는

자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치.

청구항 6

서로 다른 반복시간(Repetition time)의 간격으로 생성된 두 개의 고주파 펄스를 인가하는 단계;

상기 인가된 고주파 펄스를 통해 두 개의 자기 공명 영상 신호를 획득하는 단계;

상기 획득된 두 개의 자기 공명 영상 신호에 대한 영상 비율 및 물 분자 함유 비율의 상관관계에 대한 물 분자 함유 비율 모델을 생성하고, 상기 생성된 물 분자 함유 비율 모델로부터 뇌조직의 물 분자 함유 비율을 산출하는 단계; 및

물 분자 함유 비율 및 전기적 물성의 상관관계에 대한 전기적 물성 모델을 생성하고, 상기 생성된 전기적 물성 모델을 이용하여 상기 산출된 물 분자 함유 비율로부터 전기적 물성을 산출하며, 상기 산출된 전기적 물성에 대한 전기 물성 영상을 획득하는 단계

를 포함하는 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 방법.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 물 분자 함유 비율을 산출하는 단계는

뇌척수액(ESF), 백질(White Matter) 및 회백질(Grey Matter)의 뇌조직에 대한 영상 비율로부터 상기 물 분자 함유 비율의 상관관계에 대한 물 분자 함유 비율 모델링 함수를 도출하고, 상기 도출된 모델링 함수를 이용하여 상기 물 분자 함유 비율을 산출하는

자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 방법.

청구항 8

제6항에 있어서,

상기 전기 물성 영상을 획득하는 단계는

뇌척수액(ESF), 백질(White Matter) 및 회백질(Grey Matter)의 뇌조직에 대한 물 분자 함유 비율 및 스핀격자완화시간(spin-lattice relaxation time)으로부터 상기 물 분자 함유 비율 및 상기 전기적 물성의 상관관계에 대한 전기적 물성 모델링 함수를 도출하는

자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 방법.

청구항 9

제6항 내지 제8항 중 어느 한 항의 방법을 실행하는 프로그램을 기록한 컴퓨터 판독 가능 기록 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 전기 물성 촬영 장치 및 그 방법에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 자기 공명 영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI) 신호를 이용하여 뇌조직의 전기 전도도 및 전기 유전율을 포함하는 전기 물성을 촬영하는 장치 및 그 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 인체조직의 전기 물성을 측정하는 방법으로는 크게 EIT(Electrical Impedance Tomography)와 MRI(Magnetic Resonance Imaging)가 있다.

[0003] EIT는 인체에 복수의 전극을 부착하고, 인체에 교류 전류를 인가할 때 발생하는 전위(electric potential)를 측정하고, 측정된 전위 정보로부터 역문제 해법을 이용하여 인체 내 전기 전도도 분포 영상을 얻는다.

[0004] 그러나, EIT는 영상의 해상도가 매우 낮고 인체 표피에 다수의 전극을 부착해야 하는 단점이 있어, 임상적으로

크게 쓰이지 못하고 있다.

[0005] MRI를 이용하면 인체의 전기 전도도 영상 및 전기 유전율 영상을 동시에 얻을 수 있으며, MRI 영상을 획득하기 위해서는 MRI의 동작주파수를 중심주파수로 하는 고주파 자기 펄스를 인체에 인가해야 한다. 고주파 자기 (radiofrequency magnetic field) 펄스는 인체 내 수소 원자핵을 높은 에너지 상태로 변화하게 하며, 높은 에너지 상태인 수소 원자는 인체 주위에 설치된 고주파코일에 고주파 전위 신호를 유발한다. 고주파코일에 유도된 전위 신호는 통상 MRI 영상 신호라 하며, 이 영상 신호로부터 MRI 영상이 획득된다.

[0006] 그러나, 고주파 자기 펄스는 전자파의 특성을 가지므로, 전기 유전율이 매우 높은 물분자가 많은 인체 내에서는 전자파의 파장이 크게 단축되어, 양질의 MRI 영상을 획득하는 것이 어려운 문제점이 있었다.

[0007] 이에 따라, 기존의 인체조직의 전기 물성을 측정하는 기술은 MRI로 인체 내 형성되는 고주파 자계의 크기 및 위상 분포를 촬영하는 방법인 B_1 매핑(mapping)을 통해 B_1 의 분포영상을 먼저 획득하고, B_1 분포영상으로부터 전기 전도도 영상과 전기유전율 영상을 구하는 MR-EPT(Magnetic Resonance-Electrical Properties Tomography) 방식을 사용하였다.

[0008] 종래의 MR-EPT 방식에서는 전기 전도도 및 전기 유전율이 균일한 영역에 대하여 B_1 의 분포 영상으로부터 역문제 해법을 통해 전기 전도도 및 상대 전기 유전율을 각각 아래의 [수학식 1] 및 [수학식 2]을 통하여 산출할 수 있었다.

[0009] [수학식 1]

$$\sigma = \frac{1}{\mu\omega} \text{Im} \left\{ \frac{\nabla^2 B_1}{B_1} \right\}$$

[0010]

[0011] 여기서, σ 는 전기 전도도를 의미하고, μ 는 고주파 자계의 투자율(permeability)을 의미하며, ω 는 MRI의 동작 주파수를 의미한다.

[0012] [수학식 2]

$$\epsilon_r = -\frac{1}{\mu\epsilon_0\omega^2} \text{Re} \left\{ \frac{\nabla^2 B_1}{B_1} \right\}$$

[0013]

[0014] 여기서, ϵ_r 는 상대전기 유전율을 의미한다.

[0015] 그러나, MR-EPT 방식은 전기 전도도 및 전기 유전율이 균일하지 않은 영역, 즉, 서로 다른 조직이 접하고 있는 경계 영역에서는 전기 전도도를 획득하는 상기 [수학식 1] 및 전기 유전율을 획득하는 상기 [수학식 2]가 성립하지 않기 때문에, 상기 [수학식 1] 및 상기 [수학식 2]로 구한 전기 물성 영상은 큰 오차를 가지는 문제점이 있었다.

[0016] 또한, 상기 [수학식 1] 및 상기 [수학식 2]는 전기 전도도 및 전기 유전율을 구하기 위해 이차 미분자인 라플라시안(∇^2) 연산이 사용되고, 라플라시안 연산은 영상 측정에 있어 잡음을 크게 증폭하는 성질을 가지므로, B_1 분포영상에 잡음이 포함되어 있거나, 측정 오차가 있는 경우 상기 [수학식 1] 및 상기 [수학식 2]를 통해 얻은 전기 전도도 영상 및 전기 유전율 영상은 큰 오차를 가지는 문제점이 존재하였다.

[0017] 뿐만 아니라, B_1 분포영상은 일반적인 MRI 영상인 수소밀도영상에 비해 잡음이 많이 내재되어 있어, 이로부터 획득된 전기 전도도 영상 및 전기 유전율 영상은 잡음에 의해 심하게 훼손되는 것이 일반적이어서 MR-EPT 방식은 임상 진단에 쓰이지 못하는 문제점이 있었다.

[0018] 이에 따라서, 종래의 미분자 연산을 사용하지 않고, 조직의 전기 물성 영상을 획득하는 기술은 조직의 MRI 영상이 나타내는 대표적인 물리량인 수소원자의 밀도, 스핀격자완화시간 T_1 (spin-lattice relaxation time) 및 스핀

스핀 완화시간 T_2 (spin-spin relaxation time)를 이용하여 조직 내 높은 물 분자 함유 비율을 획득하고, 획득된 물 분자 함유 비율로부터 전기 전도도 영상 및 전기 유전율 영상을 획득하였다.

[0019] 종래의 기술은 조직 내 물 분자의 확산성과 깊은 연관성이 있는 스핀격자완화시간과 물 분자 함유 비율간의 연관성에 기초하여 하기의 [수학식 3]을 생성하였다.

[0020] [수학식 3]

$$W = \frac{1}{A + B/T_1}$$

[0021]

[0022] 여기서, A 및 B는 상수이고, MRI의 주자계 강도에 따라 달라질 수 있다.

[0023] [수학식 4]

$$I_r = \frac{I_s}{I_l} = K \frac{1 - 2e^{-(TR_s - TE/2)/T_1} + e^{-TR_s/T_1}}{1 - 2e^{-(TR_l - TE/2)/T_1} + e^{-TR_l/T_1}}$$

[0024]

[0025] 여기서, I_r 은 MRI 영상 신호의 비율을 의미하고, I_s 는 짧은 반복시간에 의한 MRI 영상 신호를 의미하며, I_l 은 긴 반복시간에 따른 MRI 영상 신호를 의미하고, TR_s 는 짧은 반복시간을 의미하며, TR_l 은 긴 반복시간을 의미하고, k는 보정상수를 의미한다.

[0026] 또한, 종래의 기술은 MRI에서 가장 보편적으로 사용되는 영상 변수인 서로 다른 두 개의 반복시간(Repetition Time, TR)으로부터 획득된 MRI 영상 신호와, 에코시간(Echo Time, TE)을 이용하여 하기의 [수학식 4]를 생성하였으며, 생성된 [수학식 4]와, [수학식 3]을 연립하여 조직 내 물 분자 함유 비율을 획득하였다.

[0027] 또한, 종래의 기술은 상기 [수학식 3] 및 상기 [수학식 4]로부터 획득된 조직 내 물 분자 함유 비율을 이용하여 하기의 [수학식 5] 및 [수학식 6]으로부터 조직의 전기 전도도 및 전기 유전율을 추정하였다.

[0028] [수학식 5]

$$\sigma = \sigma_w \frac{W}{1 + (1 - W)/2}$$

[0029]

[0030] 여기서, σ_w 는 이온 용액의 전기 전도도를 의미한다.

[0031] [수학식 6]

$$\epsilon_r = \epsilon_w \frac{3\epsilon_p + 2W(\epsilon_w - \epsilon_p)}{4\epsilon_w - \epsilon_p + 2W(\epsilon_p - \epsilon_w)}$$

[0032]

[0033] 여기서, ϵ_w 는 이온 용액의 전기 유전율을 의미하고, ϵ_p 는 이물질 입자의 전기 유전율을 의미한다.

[0034] 그러나, 종래의 기술에서, 상기 수학식 5 및 상기 수학식 6는 비선형식이므로, 이를 해석적으로 풀이하기 어려운 문제점이 존재 하였고, 수학식 5 및 수학식 6을 풀기 위해서는 이물질 입자의 전기 유전율을 알아야 하는데, 조직 내의 이물질이라 할 수 있는 세포 구조체 및 단백질의 크기 및 구성성분은 각기 다르기 때문에 알아내는

것은 사실상 불가능하다는 문제점이 존재하였다.

[0035] 또한, 종래의 기술에서, [수학식 3]로부터 획득된 물 분자 함유 비율을 [수학식 5] 및 [수학식 6]에 대입하여 전기 전도도 및 전기 유전율을 계산하므로, 물 분자 함유 비율의 추정오차가 전기 전도도 및 전기 유전율을 계산하는데 직접적으로 반영된다는 문제점이 있었다.

[0036] 물 분자 함유 비율을 이용한 종래의 기술 중 유럽공개특허 제851,236호에서는 물 분자 함유 비율을 추정하기 위해 다중 에코(Multi echo) 영상 방식을 사용하였다. 이러한 방식은 복수의 에코 시간에 의한 다중 영상에 기초하여 에코시간이 0일 때의 영상을 외삽법(extrapolation)으로 획득하고, 획득된 영상을 물 분자 함유 비율 영상으로 사용한다.

[0037] 그러나, 전술한 유럽공개특허에 기재되어 있는 물 분자 함유 비율 영상의 사용 방법은 주자계 비균일도(main magnetic field inhomogeneity) 및 고주파 자계 비균일도(radiofrequency field inhomogeneity)에 매우 취약하다는 문제점이 있어, 실제 임상에서 활용하기 어렵다는 한계가 있었다.

선행기술문헌

특허문헌

[0038] (특허문헌 0001) 유럽공개특허 제851,236호(발명의 명칭: A method and an automatic system for obtaining water-content and/or electric-permittivity maps from magnetic resonance images)

(특허문헌 0002) 미국등록특허 제8,064,674호(발명의 명칭: Robust classification of fat and water images from 1-point-Dixon reconstructions)

(특허문헌 0003) 미국등록특허 제6,397,095호(발명의 명칭: Magnetic resonance??electrical impedance tomography)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0039] 본 발명은 기존에 알려진 조직 부위에 대한 스핀격자완화시간 및 물 분자 함유 비율을 기준으로, 뇌조직의 물 분자 함유 비율 모델 및 전기적 물성 모델을 획득함으로써, 조직 내 변화하는 전기 전도도 및 전기 유전율에 대한 전기 물성 값을 오차 없이 정확하게 획득할 수 있는 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치 및 그 방법을 제공하고자 한다.

[0040] 또한, 본 발명은 MRI 영상으로부터 잡음을 크게 증폭시키는 미분자를 사용하지 않고, 뇌조직의 전기 전도도 및 전기 유전율에 대한 전기 물성 영상을 높은 공간해상도 및 높은 정확도로 얻을 수 있는 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치 및 그 방법을 제공하고자 한다.

[0041] 또한, 본 발명은 조직 내 물 분자 함유 비율을 산출하고, 산출된 물 분자 함유 비율로부터 전기 전도도 영상 및 전기 유전율 영상을 획득함으로써, 잡음이 없고, 훼손이 적은 영상으로부터 임상 진단에 효율적으로 활용할 수 있는 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치 및 그 방법을 제공하고자 한다.

[0042] 또한, 본 발명은 서로 다른 반복시간에 따른 두 개의 자기 공명 영상 신호의 비율로부터 물 분자 함유 비율을 획득함으로써, 주자계나 고주파 자계의 비균일성으로부터 발생하는 오류의 영향을 최소화할 수 있는 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치 및 그 방법을 제공하고자 한다.

[0043] 또한, 본 발명은 서로 다른 반복시간에 따른 두 개의 자기 공명 영상 신호의 비율로부터 전기 전도도 및 전기 유전율을 획득할 수 있는 전기적 물성 모델을 모델링함으로써, 전기 전도도 및 전기 유전율을 획득하는 계산 과정에서 발생할 수 있는 오차를 최소화할 수 있는 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치 및 그 방법을 제공하고자 한다.

과제의 해결 수단

[0044] 본 발명의 실시예에 따른 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치는 서로 다른 반복시간(Repetition time)의

간격으로 생성된 두 개의 고주파 펄스를 인가하는 고주파 펄스 인가부, 상기 인가된 고주파 펄스를 통해 두 개의 자기 공명 영상 신호를 획득하는 영상 신호 획득부, 상기 획득된 두 개의 자기 공명 영상 신호에 대한 영상 비율 및 물 분자 함유 비율의 상관관계에 대한 물 분자 함유 비율 모델을 생성하고, 상기 생성된 물 분자 함유 비율 모델로부터 뇌조직의 물 분자 함유 비율을 산출하는 물 분자 함유 비율 산출부 및 물 분자 함유 비율 및 전기적 물성의 상관관계에 대한 전기적 물성 모델을 생성하고, 상기 생성된 전기적 물성 모델을 이용하여 상기 산출된 물 분자 함유 비율로부터 전기적 물성을 산출하며, 상기 산출된 전기적 물성에 대한 전기 물성 영상을 획득하는 전기적 물성 영상 촬영부를 포함한다.

[0045] 상기 물 분자 함유 비율 산출부는 뇌척수액(ESF), 백질(White Matter) 및 회백질(Grey Matter)의 뇌조직에 대한 영상 비율로부터 상기 물 분자 함유 비율의 상관관계에 대한 물 분자 함유 비율 모델링 함수를 도출하고, 상기 도출된 모델링 함수를 이용하여 상기 물 분자 함유 비율을 산출할 수 있다.

[0046] 상기 전기 물성 영상 촬영부는 뇌척수액(ESF), 백질(White Matter) 및 회백질(Grey Matter)의 뇌조직에 대한 물 분자 함유 비율 및 스핀격자완화시간(spin-lattice relaxation time)으로부터 상기 물 분자 함유 비율 및 상기 전기적 물성의 상관관계에 대한 전기적 물성 모델링 함수를 도출할 수 있다.

[0047] 또한, 상기 전기 물성 영상 촬영부는 상기 도출된 전기적 물성 모델링 함수를 이용하여 상기 전기 물성 영상을 획득할 수 있다.

[0048] 상기 영상 신호 획득부는 상기 인가된 고주파 펄스에 의해 에코시간(Echo time, TE)이 도과한 후 발생하는 스핀 에코 신호로부터 상기 두 개의 자기 공명 영상 신호를 획득할 수 있다.

[0049] 본 발명의 실시예에 따른 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 방법은 서로 다른 반복시간(Repetition time)의 간격으로 생성된 두 개의 고주파 펄스를 인가하는 단계, 상기 인가된 고주파 펄스를 통해 두 개의 자기 공명 영상 신호를 획득하는 단계, 상기 획득된 두 개의 자기 공명 영상 신호에 대한 영상 비율 및 물 분자 함유 비율의 상관관계에 대한 물 분자 함유 비율 모델을 생성하고, 상기 생성된 물 분자 함유 비율 모델로부터 뇌조직의 물 분자 함유 비율을 산출하는 단계 및 물 분자 함유 비율 및 전기적 물성의 상관관계에 대한 전기적 물성 모델을 생성하고, 상기 생성된 전기적 물성 모델을 이용하여 상기 산출된 물 분자 함유 비율로부터 전기적 물성을 산출하며, 상기 산출된 전기적 물성에 대한 전기 물성 영상을 획득하는 단계를 포함한다.

[0050] 상기 물 분자 함유 비율을 산출하는 단계는 뇌척수액(ESF), 백질(White Matter) 및 회백질(Grey Matter)의 뇌조직에 대한 영상 비율로부터 상기 물 분자 함유 비율의 상관관계에 대한 물 분자 함유 비율 모델링 함수를 도출하고, 상기 도출된 모델링 함수를 이용하여 상기 물 분자 함유 비율을 산출할 수 있다.

[0051] 상기 전기 물성 영상을 획득하는 단계는 뇌척수액(ESF), 백질(White Matter) 및 회백질(Grey Matter)의 뇌조직에 대한 물 분자 함유 비율 및 스핀격자완화시간(spin-lattice relaxation time)으로부터 상기 물 분자 함유 비율 및 상기 전기적 물성의 상관관계에 대한 전기적 물성 모델링 함수를 도출할 수 있다.

발명의 효과

[0052] 본 발명의 실시예에 따르면, 기존에 알려진 조직 부위에 대한 스핀격자완화시간 및 물 분자 함유 비율을 기준으로, 뇌조직의 물 분자 함유 비율 모델 및 전기적 물성 모델을 획득함으로써, 조직 내 변화하는 전기 전도도 및 전기 유전율에 대한 전기 물성 값을 오차 없이 정확하게 획득할 수 있다.

[0053] 또한, 본 발명의 실시예에 따르면, MRI 영상으로부터 잡음을 크게 증폭시키는 미분자를 사용하지 않고, 뇌조직의 전기 전도도 및 전기 유전율에 대한 전기 물성 영상을 높은 공간해상도 및 높은 정확도로 얻을 수 있다.

[0054] 또한, 본 발명의 실시예에 따르면, 조직 내 물 분자 함유 비율을 산출하고, 산출된 물 분자 함유 비율로부터 전기 전도도 영상 및 전기 유전율 영상을 획득함으로써, 잡음이 없고, 훼손이 적은 영상으로부터 임상 진단에 효율적으로 활용할 수 있다.

[0055] 또한, 본 발명의 실시예에 따르면, 서로 다른 반복시간에 따른 두 개의 자기 공명 영상 신호의 비율로부터 물 분자 함유 비율을 획득함으로써, 주자계나 고주파 자계의 비균일성으로부터 발생하는 오류의 영향을 최소화할 수 있다.

[0056] 또한, 본 발명의 실시예에 따르면, 서로 다른 반복시간에 따른 두 개의 자기 공명 영상 신호의 비율로부터 전기 전도도 및 전기 유전율을 획득할 수 있는 전기적 물성 모델을 모델링함으로써, 전기 전도도 및 전기 유전율을 획득하는 계산 과정에서 발생할 수 있는 오차를 최소화할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0057] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치의 구성을 설명하기 위해 도시한 블록도이다.
- 도 2a 및 도 2b는 본 발명의 실시예에 따른 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치의 두 개의 자기 공명 영상 신호를 설명하기 위한 예를 도시한 것이다.
- 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 뇌조직의 물 분자 함유 비율에 대한 스핀격자완화시간과의 모델링 결과를 도시한 것이다.
- 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 물 분자 함유 비율 모델을 이용하여 뇌조직의 영상 비율에 대한 물 분자 함유 비율을 모델링한 결과를 도시한 것이다.
- 도 5a 및 도 5b는 본 발명의 실시예에 따른 전기적 물성 모델을 이용하여 뇌조직의 물 분자 함유 비율에 대한 전기 전도도 및 전기 유전율을 모델링한 결과를 도시한 것이다.
- 도 6a 내지 도 6d는 본 발명의 실시예에 따른 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치를 이용하여 획득된 뇌조직에 대한 전기적 물성 영상, 자기공명 영상 및 물 분자 함유 비율 영상을 도시한 것이다.
- 도 7은 본 발명의 실시예에 따른 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 방법을 도시한 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0058] 이하 첨부 도면들 및 첨부 도면들에 기재된 내용들을 참조하여 본 발명의 실시예를 상세하게 설명하지만, 본 발명이 실시예에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다.
- [0059] 본 명세서에서 사용된 용어는 실시예들을 설명하기 위한 것이며 본 발명을 제한하고자 하는 것은 아니다. 본 명세서에서, 단수형은 문구에서 특별히 언급하지 않는 한 복수형도 포함한다. 명세서에서 사용되는 "포함한다(comprises)" 및/또는 "포함하는(comprising)"은 언급된 구성요소, 단계, 동작 및/또는 소자는 하나 이상의 다른 구성요소, 단계, 동작 및/또는 소자의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.
- [0060] 본 명세서에서 사용되는 "실시예", "예", "측면", "예시" 등은 기술된 임의의 양상(aspect) 또는 설계가 다른 양상 또는 설계들보다 양호하다거나, 이점이 있는 것으로 해석되어야 하는 것은 아니다.
- [0061] 또한, '또는'이라는 용어는 배타적 논리합 'exclusive or' 이기보다는 포함적인 논리합 'inclusive or' 를 의미한다. 즉, 달리 언급되지 않는 한 또는 문맥으로부터 명확하지 않는 한, 'x가 a 또는 b를 이용한다'라는 표현은 포함적인 자연 순열들(natural inclusive permutations) 중 어느 하나를 의미한다.
- [0062] 또한, 본 명세서 및 청구항들에서 사용되는 단수 표현("a" 또는 "an")은, 달리 언급하지 않는 한 또는 단수 형태에 관한 것이라고 문맥으로부터 명확하지 않는 한, 일반적으로 "하나 이상"을 의미하는 것으로 해석되어야 한다.
- [0063] 또한, 본 명세서 및 청구항들에서 사용되는 제1, 제2 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다.
- [0064] 다른 정의가 없다면, 본 명세서에서 사용되는 모든 용어(기술 및 과학적 용어를 포함)는 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 공통적으로 이해될 수 있는 의미로 사용될 수 있을 것이다. 또 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 용어들은 명백하게 특별히 정의되어 있지 않는 한 이상적으로 또는 과도하게 해석되지 않는다.
- [0065] 한편, 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는, 그 상세한 설명을 생략할 것이다. 그리고, 본 명세서에서 사용되는 용어(terminology)들은 본 발명의 실시예를 적절히 표현하기 위해 사용된 용어들로서, 이는 사용자, 운용자의 의도 또는 본 발명이 속하는 분야의 관례 등에 따라 달라질 수 있다. 따라서, 본 용어들에 대한 정의는 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 내려져야 할 것이다.

- [0066] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치의 구성을 설명하기 위해 도시한 블록도이다.
- [0067] 도 1을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치(100)는 고주파 펄스를 통해 획득되는 두 개의 자기 공명 영상 신호에 대한 영상 비율로부터 물 분자 함유 비율 모델을 생성하고, 생성된 물 분자 함유 비율 모델로부터 물 분자 함유 비율을 산출한다.
- [0068] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치(100)는 물 분자 함유 비율 및 전기적 물성의 상관관계에 대한 전기적 물성 모델을 생성하고, 전기적 물성 모델을 이용하여 산출된 물 분자 함유 비율로부터 전기 물성을 산출하고, 산출된 전기 물성에 대한 전기 물성 영상을 획득한다.
- [0069] 이를 위해, 본 발명의 실시예에 따른 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치(100)는 고주파 펄스 인가부(110), 영상 신호 획득부(120), 물 분자 함유 비율 산출부(130) 및 전기적 물성 영상 촬영부(140)를 포함한다.
- [0070] 고주파 펄스 인가부(110)는 서로 다른 반복시간의 간격으로 생성된 두 개의 고주파 펄스를 인가한다.
- [0071] 상기 반복시간은 자기 공명 영상 신호를 얻기 위해 사용되는 고주파 펄스를 생성하는 시간 간격을 나타내고, 스핀격자 완화량을 결정할 수 있다.
- [0072] 고주파 펄스 인가부(110)는 서로 다른 반복시간의 간격으로 90° 의 고주파 펄스를 인가한 뒤, 180° 의 고주파 펄스를 인가할 수 있다.
- [0073] 상기 반복시간은 90° 의 고주파 펄스와 180° 의 고주파 펄스가 인가된 후, 다시 90° 의 고주파 펄스가 인가되기까지의 시간으로서, 서로 다른 반복시간은 상대적인 차이에 의한 긴 반복시간(TR_L)과 짧은 반복시간(TR_S)을 포함할 수 있다.
- [0074] 영상 신호 획득부(120)는 인가된 고주파 펄스를 통해 두 개의 자기 공명 영상 신호를 획득한다.
- [0075] 영상 신호 획득부(120)는 인가된 고주파 펄스에 의해 에코시간이 도과한 후 발생하는 스핀 에코 신호로부터 두 개의 자기 공명 영상 신호를 획득할 수 있다.
- [0076] 상기 에코 시간은 최초의 고주파 펄스를 출력한 뒤 에코 신호를 얻기까지의 시간을 나타내며, 스핀스핀완화량을 결정할 수 있다.
- [0077] 또한, 스핀 에코 방식은 90° 의 고주파 펄스를 인가한 뒤, 180° 의 고주파 펄스를 인가 시, 나타나는 스핀 에코 신호를 포착하는 방법을 나타낼 수 있다.
- [0078] 이러한, 스핀에코 방식은 90° 의 고주파 펄스에서부터 180° 의 고주파 펄스를 인가한 뒤, 스핀 에코 신호가 나올 때까지의 시간인 에코 시간을 다양하게 변화시킬 수 있다.
- [0079] 이에 따라, 영상 신호 획득부(120)는 고주파 펄스 인가부(110)에 의해 서로 다른 반복시간의 간격으로 생성된 두 개의 고주파 펄스에 의해, 스핀에코 방식에 따른 스핀 에코 신호로부터 두 개의 자기 공명 영상 신호를 획득할 수 있다.
- [0080] 이하에서는 도 2a 및 도 2b를 참조하여 본 발명의 실시예에 따른 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치의 두 개의 자기 공명 영상 신호를 설명한다.
- [0081] 도 2a 및 도 2b는 본 발명의 실시예에 따른 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치의 두 개의 자기 공명 영상 신호를 설명하기 위한 예를 도시한 것이다.
- [0082] 도 2a에서는 90° 의 고주파 펄스(RF)가 인가된 뒤, 180° 의 고주파 펄스가 인가되고, 다시 90° 의 고주파 펄스가 인가되는 긴 반복시간(230)을 도시한 것이다.
- [0083] 도 2a를 참조하면, 인가된 고주파 펄스에 의해 에코시간(220)이 도과된 뒤 발생하는 스핀 에코 신호(210)로부터 긴 반복시간(230)의 간격으로 생성되는 고주파 펄스에 의해 발생하는 자기 공명 영상 신호를 확인할 수 있다.
- [0084] 도 2b에서는 90° 의 고주파 펄스(RF)가 인가된 뒤, 180° 의 고주파 펄스가 인가되고, 다시 90° 의 고주파 펄스가 인가되는 짧은 반복시간(250)을 도시한 것이다.
- [0085] 도 2b를 참조하면, 인가된 고주파 펄스에 의해 에코시간(220)이 도과된 뒤 발생하는 스핀 에코 신호(240)로부터

짧은 반복시간(250)의 간격으로 생성되는 고주파 펄스에 의해 발생하는 자기 공명 영상 신호를 확인할 수 있다.

- [0086] 또한, 도 2a 및 도 2b에서의 스핀 에코 신호(210, 240)는 자기 공명 영상의 특정 화소에서의 스핀밀도와 스핀격자완화시간(T_1) 및 스핀스핀완화시간(T_2)에 의해 결정될 수 있다.
- [0087] 다시 도 1을 참조하면, 물 분자 함유 비율 산출부(130)는 획득된 두 개의 자기 공명 영상 신호에 대한 영상 비율 및 물 분자 함유 비율의 상관관계에 대한 물 분자 함유 비율 모델을 생성하고, 생성된 물 분자 함유 비율 모델로부터 뇌조직의 물 분자 함유 비율을 산출한다.
- [0088] 상기 자기 공명 영상 신호에 대한 영상 비율은 영상 신호 획득부(120)에 의해 획득된 두 개의 자기 공명 영상 신호와, 뇌조직의 스핀격자완화시간에 의해 획득될 수 있다.
- [0089] 또한, 물 분자 함유 비율 산출부(130)는 물 분자 함유 비율 모델로부터 물 분자 함유 비율 모델링 함수를 도출할 수 있다.
- [0090] 물 분자 함유 비율 모델링 함수는 기존에 알려진 뇌척수액, 백질 및 회백질의 뇌조직에 대한 영상 비율과 물 분자 함유 비율의 상관관계로부터 도출될 수 있다.
- [0091] 이하에서는 도 3를 참조하여 본 발명의 실시예에 따른 기존에 알려진 뇌척수액, 백질 및 회백질의 뇌조직에 대한 영상 비율과 물 분자 함유 비율의 상관관계에 대해 설명한다.
- [0092] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 뇌조직의 물 분자 함유 비율에 대한 스핀격자완화시간과의 모델링 결과를 도시한 것이다.
- [0093] 보다 상세하게는 도 3은 뇌에서 가장 많은 비율을 차지하고 있는 조직들인 뇌척수액, 백질 및 회백질의 뇌조직의 스핀격자완화시간(T_1)의 값에 대한 물 분자 함유 비율(W)의 값을 모델링한 결과를 나타낸 그래프이다.
- [0094] 도 3을 참조하면, 뇌척수액은 약 4s의 스핀격자완화시간에 따른 약 98%의 물 분자 함유 비율을 나타내고, 회백질은 약 1.5s의 스핀격자완화시간에 따른 약 83%의 물 분자 함유 비율을 나타내며, 백질은 약 1s의 스핀격자완화시간에 따른 약 70%의 물 분자 함유 비율을 나타내는 것을 확인할 수 있다.
- [0095] 도 3에 도시된 바와 같이, 뇌척수액, 회백질 및 백질의 뇌조직의 스핀격자완화시간과 물 분자 함유 비율은 높은 수준의 상관관계가 존재하고 있음을 확인할 수 있고, 다른 조직들(other tissues) 또한 스핀격자완화시간과 물 분자 함유 비율은 높은 상관관계를 가지고 있음을 확인할 수 있다.
- [0096] 다시 도 1을 참조하면, 물 분자 함유 비율 산출부(130)는 도출된 모델링 함수를 이용하여 물 분자 함유 비율을 산출할 수 있다.
- [0097] 이하에서는 본 발명의 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치(100)를 통하여 생성되는 물 분자 함유 비율 모델에 대해 설명하기로 한다.
- [0098] [실시예]
- [0099] 본 발명의 실시예에 따른 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치(100)는 두 개의 자기 공명 영상 신호에 대한 영상 비율 및 물 분자 함유 비율의 상관관계에 대한 물 분자 함유 비율 모델을 생성하고, 생성된 물 분자 함유 비율 모델로부터 뇌조직의 물 분자 함유 비율을 산출한다.
- [0100] 뇌척수액, 백질 및 회백질의 뇌조직에 대한 영상 비율과 물 분자 함유 비율의 상관관계로부터 물 분자 함유 비율 모델링 함수를 도출할 수 있다.
- [0101] 본 발명의 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치(100)를 통하여 하기 수학적 7의 지수함수의 물 분자 함유 비율 모델링 함수를 통한 모델링을 통하여 물 분자 함유 비율 모델을 생성할 수 있다

[0102] [수학식 7]

$$W = w_1 \exp^{-w_2 I_r}$$

[0103]

[0104] 여기서, I_r 은 자기 공명 영상 신호에 대한 영상 비율을 의미하고, w_1 및 w_2 는 기존에 알려진 뇌조직의 자기 공명 영상으로부터 획득된 모델링 계수를 의미한다.

[0105] 실시예에서의 뇌척수액, 백질 및 회백질의 뇌조직에 대해서는 수학식 3의 모델링 계수는 $w_1=1.527$, $w_2=1.471$ 을 산출할 수 있었다.

[0106] 이하에서는 도 4를 참조하여 본 발명의 실시예에 따른 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치에 의한 물 분자 함유 비율 모델을 이용하여 물 분자 함유 비율을 모델링한 결과에 대해 설명한다.

[0107] 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 물 분자 함유 비율 모델을 이용하여 뇌조직의 영상 비율에 대한 물 분자 함유 비율을 모델링한 결과를 도시한 것이다.

[0108] 보다 상세하게는 도 4는 뇌척수액, 회백질 및 백질의 뇌조직의 영상 비율(I_r)의 값에 대한 물 분자 함유 비율(W)의 값을 모델링한 결과를 나타낸 그래프이다.

[0109] 도 4를 참조하면, 뇌척수액은 약 0.3a.u.의 영상 비율에 따른 약 100%의 물 분자 함유 비율을 나타내고, 회백질은 약 0.5a.u.의 영상 비율에 따른 약 81%의 물 분자 함유 비율을 나타내며, 백질은 약 0.52a.u.의 영상 비율에 따른 약 68%의 물 분자 함유 비율을 나타내는 것을 확인할 수 있다.

[0110] 도 4에 도시된 바와 같이, 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치의 물 분자 함유 비율 모델은 뇌척수액, 백질 및 회백질의 뇌조직에서 거의 일치하게 물 분자 함유 비율을 나타내는 것을 확인할 수 있다.

[0111] 다시 도 1을 참조하면, 전기적 물성 영상 촬영부(140)는 물 분자 함유 비율 및 전기적 물성의 상관관계에 대한 전기적 물성 모델을 생성하고, 생성된 전기적 물성 모델을 이용하여 산출된 물 분자 함유 비율로부터 전기적 물성을 산출하며, 산출된 전기적 물성에 대한 전기 물성 영상을 획득한다.

[0112] 전기 물성 영상 촬영부(140)는 뇌척수액, 백질 및 회백질의 뇌조직에 대한 물 분자 함유 비율 및 스핀격자완화 시간으로부터 물 분자 함유 비율 및 전기적 물성의 상관관계에 대한 전기적 물성 모델링 함수를 도출할 수 있다.

[0113] 전기 물성 영상 촬영부(140)는 전기적 물성 모델로부터 전기적 물성 모델링 함수를 도출할 수 있다.

[0114] 또한, 전기 물성 영상 촬영부(140)는 도출된 전기적 물성 모델링 함수를 이용하여 전기 물성 영상을 획득할 수 있다.

[0115] 전기적 물성은 인체 조직에 대한 전기 전도도 및 전기 유전율을 포함할 수 있다.

[0116] 이하에서는 본 발명의 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치(100)의 전기 전도도 및 전기 유전율에 대한 전기적 물성 모델에 대해 설명하기로 한다.

[0117] [실시예]

[0118] 본 발명의 실시예에 따른 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치(100)는 물 분자 함유 비율 및 전기적 물성의 상관관계에 대한 전기적 물성 모델을 생성하고, 생성된 전기적 물성 모델로부터 뇌조직의 전기 전도도 및 전기 유전율을 산출한다.

[0119] 뇌척수액, 백질 및 회백질의 뇌조직에 대한 물 분자 함유 비율 및 스핀격자완화 시간으로부터 물 분자 함유 비율 및 전기적 물성의 상관관계에 대한 전기적 물성 모델링 함수를 도출할 수 있다.

[0120] 본 발명의 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치(100)를 통하여 하기 수학식 8의 지수함수 및 하기 수학식 9

의 2차 다항식의 전기적 물성 모델링 함수를 통한 모델링을 통하여 전기적 물성 모델을 생성할 수 있다.

[0121] [수학식 8]

$$\sigma = c_1 + c_2 \exp c_3 W$$

[0122]

[0123] 여기서, W는 물 분자 함유 비율을 의미하고, c_1 , c_2 및 c_3 는 기존에 알려진 뇌조직의 자기 공명 영상으로부터 획득된 모델링 계수를 의미한다.

[0124] 뇌척수액, 백질 및 회백질의 뇌조직의 자기 공명 영상에 대한 모델링 계수는 $c_1=0.286$, $c_2=1.526 \times 10^{-5}$, $c_3=11.852$ 를 나타낼 수 있다.

[0125] 전기 물성 영상 촬영부(140)는 수학식 7을 만족하는 물 분자 함유 비율(W)을 이용하여 수학식 8로부터 전기 전도도(σ)를 산출할 수 있다.

[0126] [수학식 9]

$$\epsilon_r = p_1 W^2 + p_2 W + p_3$$

[0127]

[0128] 여기서, W는 물 분자 함유 비율을 의미하고, p_1 , p_2 및 p_3 는 기존에 알려진 뇌조직의 자기 공명 영상으로부터 획득된 모델링 계수를 의미한다.

[0129] 뇌척수액, 백질 및 회백질의 뇌조직의 자기 공명 영상에 대한 모델링 계수는 $p_1=-287$, $p_2=591$, $p_3=-220$ 을 나타낼 수 있다.

[0130] 전기 물성 영상 촬영부(140)는 수학식 7을 만족하는 물 분자 함유 비율(W)을 이용하여 수학식 9로부터 전기 유전율(ϵ_r)을 산출할 수 있다.

[0131] 또한, 전기적 물성 영상 촬영부(140)는 산출된 전기 전도도 및 전기 유전율을 포함하는 전기적 물성에 대한 전기 물성 영상을 획득할 수 있다.

[0132] 이하에서는 도 5a 및 도 5b를 참조하여 본 발명의 실시예에 따른 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치에 의한 전기적 물성 모델을 이용하여 전기 전도도 및 전기 유전율을 모델링한 결과에 대해 설명 한다.

[0133] 도 5a 및 도 5b는 본 발명의 실시예에 따른 전기적 물성 모델을 이용하여 뇌조직의 물 분자 함유 비율에 대한 전기 전도도 및 전기 유전율을 모델링한 결과를 도시한 것이다.

[0134] 보다 상세하게는 도 5a는 뇌척수액, 백질 및 회백질의 뇌조직의 물 분자 함유 비율(W)의 값에 대한 전기 전도도(σ)의 값을 모델링한 결과를 나타낸 그래프이고, 도 5b는 뇌척수액, 백질 및 회백질의 뇌조직의 물 분자 함유 비율(W)의 값에 대한 전기 유전율(ϵ_r)의 값을 모델링한 결과를 나타낸 그래프이다.

[0135] 도 5a를 참조하면, 뇌척수액은 약 99%의 물 분자 함유 비율에 따른 약 2.2S/m의 전기 전도도를 나타내고, 회백질은 약 84%의 물 분자 함유 비율에 따른 약 0.5S/m의 전기 전도도를 나타내며, 백질은 약 70%의 물 분자 함유 비율에 따른 약 0.3S/m의 전기 전도도를 나타내는 것을 확인할 수 있다.

[0136] 또한, 도 5b를 참조하면, 뇌척수액은 약 99%의 물 분자 함유 비율에 따른 약 80의 전기 유전율을 나타내고, 회백질은 약 85%의 물 분자 함유 비율에 따른 약 70의 전기 유전율을 나타내며, 백질은 약 70%의 물 분자 함유 비율에 따른 약 53의 전기 유전율을 나타내는 것을 확인할 수 있다.

[0137] 도 5a 및 도 5b에 도시된 바와 같이, 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치의 전기적 물성 모델은 뇌척수액, 백질 및 회백질의 뇌조직에서 매우 정밀하게 전기 전도도와 전기 유전율을 나타내는 것을 확인할 수 있다.

- [0138] 또한, 도 5a 및 도 5b의 전기적 물성 모델을 통해서, 뇌척수액, 백질 및 회백질 외의 여타의 뇌조직에 대해서도 전기 전도도 및 전기 유전율을 정확하게 추정 가능함을 확인할 수 있다.
- [0139] 도 6a 내지 도 6d는 본 발명의 실시예에 따른 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치를 이용하여 획득된 뇌조직에 대한 전기적 물성 영상, 자기공명 영상 및 물 분자 함유 비율 영상을 도시한 것이다.
- [0140] 보다 상세하게는 도 6a 내지 도 6d는 뇌구조의 자기 공명 영상에서 획득된 자기 공명 영상, 물 분자 함유 비율 영상, 전기 전도도 영상 및 전기 유전율 영상을 256*256의 영상 화소수에 따른 1mm*1mm*5mm의 화소의 크기로 도시한 것이다.
- [0141] 도 6a는 3000ms의 긴 반복시간(TR_L)의 간격으로 생성된 고주파 펄스로부터 획득된 자기 공명 영상을 나타내고, 도 6b는 3000ms의 긴 반복시간(TR_L)과 450ms의 짧은 반복시간(TR_S)의 간격으로 생성된 두 개의 고주파 펄스를 통해 획득된 두 개의 자기 공명 영상 신호와, 18ms의 에코시간 및 0.95의 보정상수로부터 생성된 영상 비율을 이용하여 산출된 물 분자 함유 비율의 영상을 나타낸다.
- [0142] 또한, 도 6c는 물 분자 함유 비율로부터 산출된 전기 유전율에 대한 전기 유전율 영상을 나타내고, 도 6d는 물 분자 함유 비율로부터 산출된 전기 전도도에 대한 전기 전도도 영상을 나타낸다.
- [0143] 도 6a 내지 도 6d에 도시된 바와 같이, 본 발명의 실시예에 따른 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치를 이용하여 획득된 자기 공명 영상 신호에 대한 영상 비율과 물 분자 함유 비율로부터 뇌조직의 전기 전도도 및 전기 유전율에 대한 전기 물성 영상을 높은 공간해상도 및 높은 정확도로 획득할 수 있다.
- [0144] 도 7은 본 발명의 실시예에 따른 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 방법을 도시한 흐름도이다.
- [0145] 도 7을 참조하면, 단계 710에서 서로 다른 반복시간의 간격으로 생성된 두 개의 고주파 펄스를 인가한다.
- [0146] 단계 710은 서로 다른 반복시간의 간격으로 90°의 고주파 펄스를 인가한 뒤, 180°의 고주파 펄스를 인가하는 단계일 수 있다. 이 때, 반복시간은 90°의 고주파 펄스와 180°의 고주파 펄스가 인가된 후, 다시 90°의 고주파 펄스가 인가되기까지의 시간으로서, 서로 다른 반복시간은 상대적인 차이에 의한 긴 반복시간(TR_L)과 짧은 반복시간(TR_S)을 포함할 수 있다.
- [0147] 단계 720에서 두 개의 자기 공명 영상 신호를 획득한다.
- [0148] 단계 720은 인가된 고주파 펄스에 의해 에코시간(Echo time, TE)이 도과한 후 발생하는 스핀 에코 신호로부터 두 개의 자기 공명 영상 신호를 획득하는 단계일 수 있다.
- [0149] 단계 730에서 자기 공명 영상 신호에 대한 영상 비율 및 물 분자 함유 비율의 상관관계에 대한 물 분자 함유 비율 모델을 생성하고, 생성된 물 분자 함유 비율 모델로부터 뇌조직의 물 분자 함유 비율을 산출한다.
- [0150] 단계 730은 뇌척수액, 백질 및 회백질의 뇌조직에 대한 영상 비율로부터 물 분자 함유 비율의 상관관계에 대한 물 분자 함유 비율 모델링 함수를 도출하고, 도출된 모델링 함수를 이용하여 물 분자 함유 비율을 산출하는 단계일 수 있다.
- [0151] 또한, 단계 730은 기존에 알려진 뇌척수액, 백질 및 회백질의 뇌조직에 대한 영상 비율을 이용하여 물 분자 함유 비율 모델링 함수를 도출하는 단계일 수 있다.
- [0152] 단계 740에서 물 분자 함유 비율 및 전기적 물성의 상관관계에 대한 전기적 물성 모델을 생성하고, 생성된 전기적 물성 모델을 이용하여 산출된 물 분자 함유 비율로부터 전기적 물성을 산출하며, 산출된 전기적 물성에 대한 전기 물성 영상을 획득한다.
- [0153] 단계 740은 뇌척수액, 백질 및 회백질의 뇌조직에 대한 물 분자 함유 비율 및 스핀격자완화시간으로부터 물 분자 함유 비율 및 전기적 물성의 상관관계에 대한 전기적 물성 모델링 함수를 도출하는 단계일 수 있다.
- [0154] 또한, 단계 740은 도출된 전기적 물성 모델링 함수를 이용하여 전기 물성 영상을 획득하는 단계일 수 있다.
- [0155] 상기 전기적 물성 모델링 함수는 뇌조직의 전기 전도도 영상을 획득할 수 있는 전기 전도도 모델링 함수와, 뇌

조직의 전기 유전율 영상을 획득할 수 있는 전기 유전율 모델링 함수를 포함할 수 있다.

[0156] 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 관독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 관독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 실시예를 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 관독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 실시예의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

[0157]

[0158] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기의 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

[0159]

[0160] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

부호의 설명

[0161]

100: 자기공명을 이용한 전기 물성 촬영 장치

110: 고주파 펄스 인가부

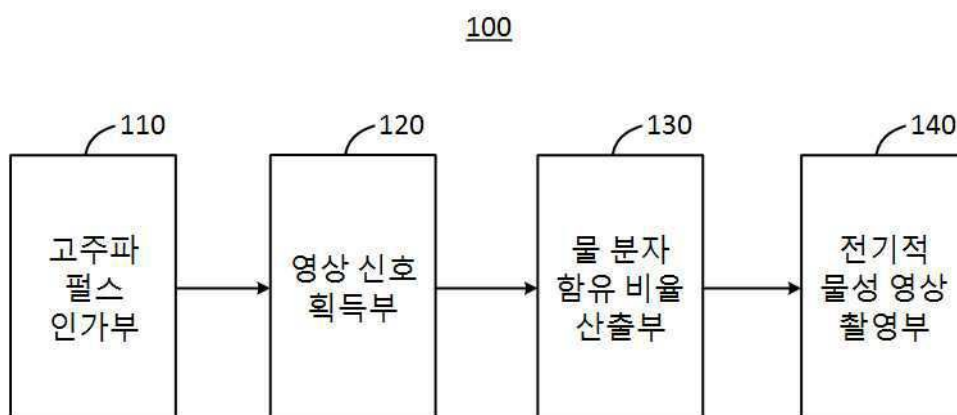
120: 영상 신호 획득부

130: 물 분자 함유 비율 산출부

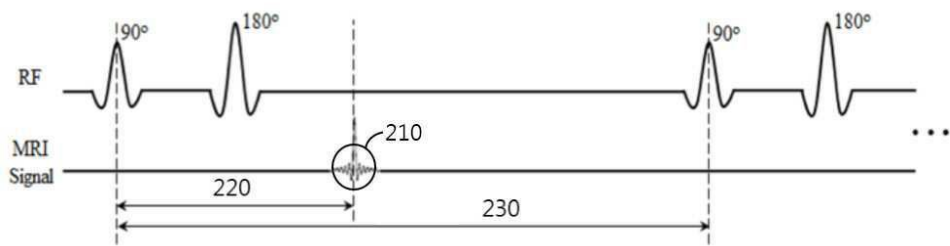
140: 전기적 물성 영상 촬영부

도면

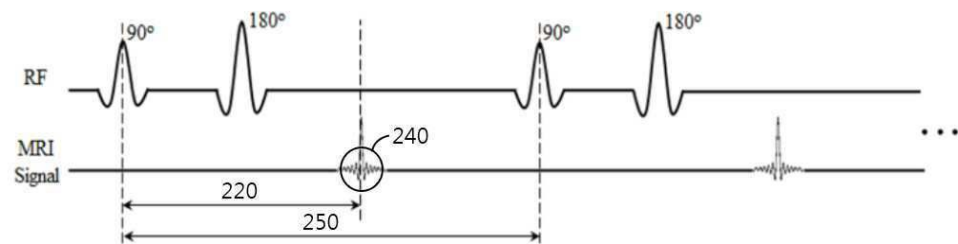
도면1



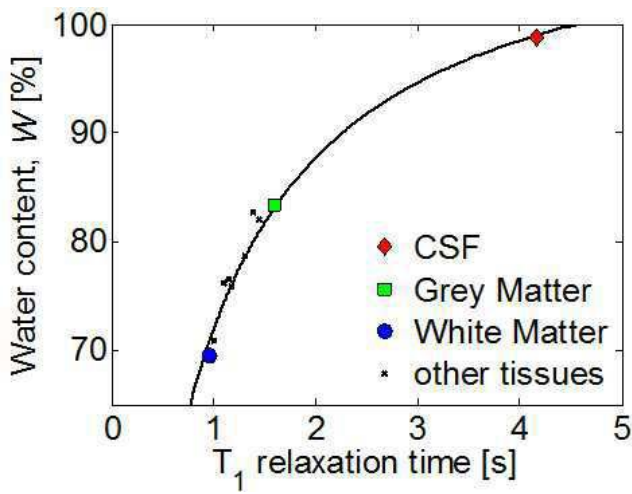
도면2a



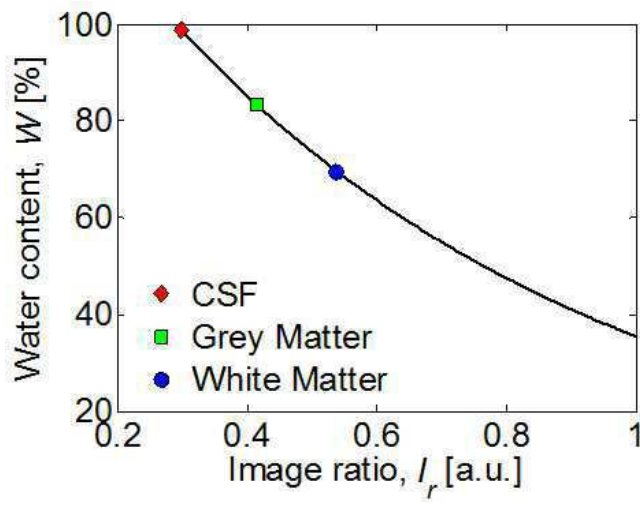
도면2b



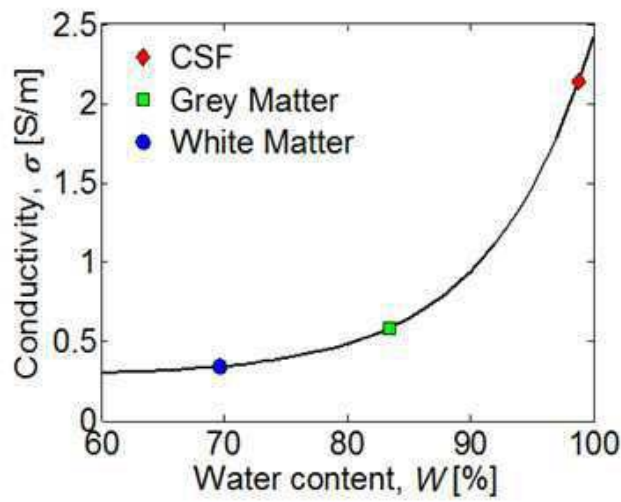
도면3



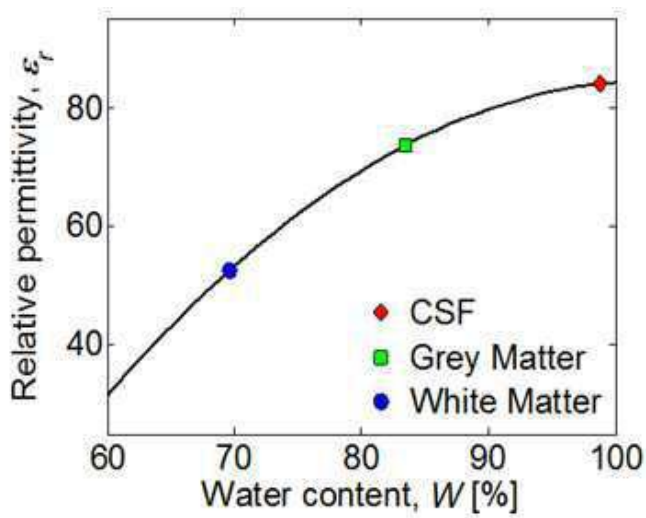
도면4



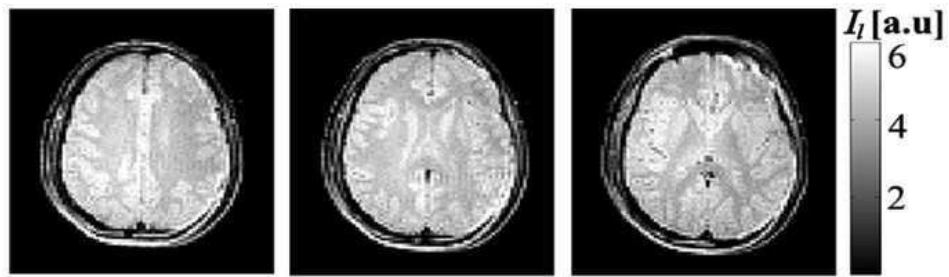
도면5a



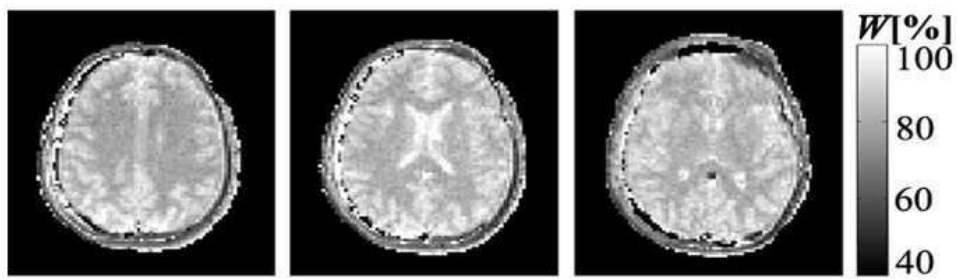
도면5b



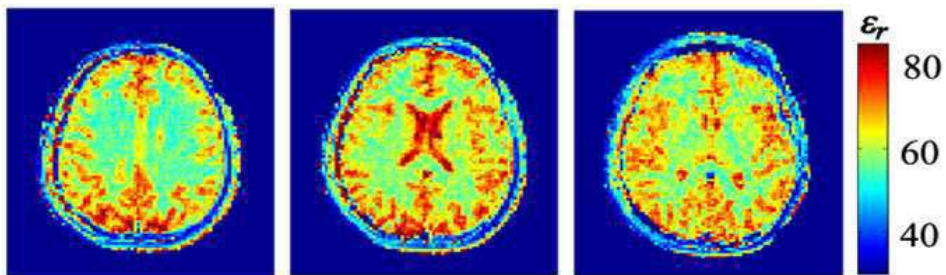
도면6a



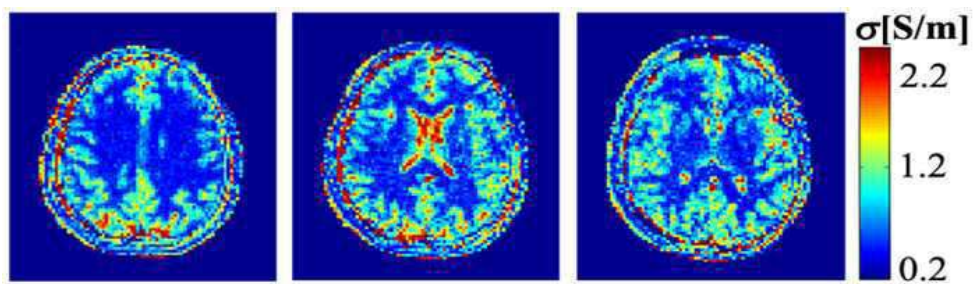
도면6b



도면6c



도면6d



도면7

