



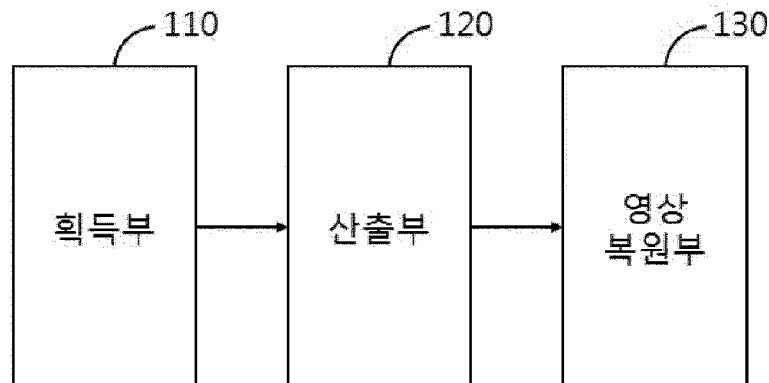
- (51) 국제특허분류: A61B 5/055 (2006.01) G01R 33/483 (2006.01)
G01R 33/24 (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2017/003376
- (22) 국제출원일: 2017 년 3 월 29 일 (29.03.2017)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보: 10-2016-0040043 2016 년 4 월 1 일 (01.04.2016) KR
- (71) 출원인: 경희대학교산학협력단 (UNIVERSITY-INDUSTRY COOPERATION GROUP OF KYUNG HEE UNIVERSITY) [KR/KR]; 17104 경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732, Gyeonggi-do (KR).
- (72) 발명자: 우웅제 (WOO, Eung Je); 13633 경기도 성남시 분당구 금곡로 39, 106 동 104 호, Gyeonggi-do (KR). 권오인 (KWON, Oh In); 07987 서울시 양천구 목동동로 350, 501 동 602 호, Seoul (KR). 김형중 (KIM, Hyung Joong); 18477 경기도 화성시 동탄대로시범길 19, 1401 동 2801 호, Gyeonggi-do (KR). 정우철 (JEONG, Woo Chul); 21995 인천시 연수구 해돋이로 120 번길 16 송도풍림아이원 2 단지아파트, 209 동 504 호, Incheon (KR). 사집사우림자만칸 (SAJIB, Saurav Zaman Khan); 17103 경기도 용인시 기흥구 서그네로 53 번길 12-1, 105 호, Gyeonggi-do (KR).
- (74) 대리인: 김연권 (KIM, Youn Gwon); 06046 서울시 강남구 논현로 131 길 7, 4 층, Seoul (KR).
- (81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[다음 쪽 계속]

(54) Title: LOW-FREQUENCY CONDUCTIVITY IMAGE RECONSTRUCTION DEVICE USING MRI WITHOUT CURRENT INJECTION, AND METHOD THEREFOR

(54) 발명의 명칭 : 전류를 주입 없이 MRI 를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치 및 그 방법

100



(57) Abstract: The present invention relates to a low-frequency conductivity image reconstruction device using MRI, and a method therefor, the device: deriving low-frequency conductivity by using high-frequency conductivity acquired using MR-EPT, an orientation tensor, of ions, calculated from a water diffusion tensor in a subject, and a volume fraction and a diffusion coefficient of intra-cellular/extracellular regions; and reconstructing a low-frequency conductivity image on the basis of the derived low-frequency conductivity, thereby reconstructing, without injecting a current into a subject to be measured, an internal low-frequency conductivity image by using MRI equipment on the subject including the human body and an object.

(57) 요약서:

[다음 쪽 계속]

**공개:**

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

본 발명은 MR-EPT를 이용하여 획득된 고주파 전도도, 대상체 내의 물 확산 텐서로부터 산출된 이온의 방향성 텐서, 세포 내/외 영역의 볼륨비 및 확산계수를 이용하여 저주파 전도도를 도출하고, 도출된 저주파 전도도에 기반하여 저주파 전도도 영상을 복원하는 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치 및 그 방법에 관한 것으로서, 인체 및 물체를 포함하는 대상체에 MRI 장비를 이용하여 측정하고자 하는 대상체에 전류를 주입하지 않고도 내부의 저주파 전도도 영상을 복원할 수 있다.

명세서

발명의 명칭: 전류를 주입 없이 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치 및 그 방법

기술분야

- [1] 본 발명은 MR-EPT를 이용하여 획득된 고주파 전도도, 대상체 내의 물 확산 텐서로부터 산출된 이온의 방향성 텐서, 세포 내/외 영역의 볼륨비 및 확산계수를 이용하여 저주파 전도도 텐서를 도출하고, 도출된 저주파 전도도 텐서에 기반하여 전류를 주입하지 않고도 저주파 전도도 영상을 복원하는 전류 주입 없이 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치 및 그 방법에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 일반적인 MRI(Magnetic Resonance Imaging, 자기공명영상) 장비로부터 측정된 물 확산 텐서(water-diffusion-tensor, D) 데이터는 확산 감도 경사(diffusion-sensitizing gradient, g)를 이용하여 하기의 [수식 1]로부터 획득된다.
- [3] [수식 1]
- [4]

$$\rho_D = \rho_0 \exp(-bg^T Dg)$$

- [5] (여기서, ρ_0 는 확산 감도 경사(diffusion-sensitizing gradient) 없이 획득된

신호, D는 물 확산 텐서, b는 확산 강조 인자(diffusion weighting factor), g는 확산 감도 기울기, 및 g^T 는 벡터 g의 전치벡터 임)

- [6] 이때, 확산 강조 인자의 값의 크기를 변화시킴에 따라 한 개 이상의 물 확산 텐서 값들을 획득할 수 있다.
- [7] 또한, 전도도 텐서(C)는 근사적으로 물 확산 텐서와 하기의 [수식 2]와 같은 관계가 있음이 알려져 있다.
- [8] [수식 2]
- [9]

$$C = S_D \tilde{C} S_D^T$$

[10] (여기서, 행렬 S_D 의 열벡터는 물 확산 텐서의 고유벡터, 행렬 $\tilde{C}$ 의 열

벡터는 전도도 텐서의 고유값들로 구성됨)

[11] 또한, 전도도는 가해지는 전류의 주파수에 따라 다른 성질을 나타내는데, 저주파(<1KHz)와 고주파(100-200 MHz)에서의 전도도는 하기의 [수식 3]과 같은 형태로 표현된다.

[12] [수식 3]

[13]

$$\sigma_H = \alpha c_e m_e + (1 - \alpha) c_i m_i$$

$$\sigma_L = \alpha c_e m_e$$

[14] (여기서, 각 계수들은 하기의 [표 1] 참고)

[15] [표 1]

[16]

Extracellular ion concentration	c_e
Intracellular ion concentration	c_i
Extracellular isotropic ion mobility	m_e
Intracellular isotropic ion mobility	m_i
Extracellular isotropic water diffusion coefficient	d_e
Intracellular isotropic water diffusion coefficient	d_i
Extracellular anisotropic ion mobility	$\mathbf{M}_e$
Extracellular anisotropic water diffusion tensor	$\mathbf{D}_e$
Volume fraction of extracellular space	α
High-frequency isotropic conductivity	σ_H
Low-frequency isotropic conductivity	σ_L
Low-frequency anisotropic conductivity tensor	$\mathbf{\Lambda}_L$

[17] 이와 같이, 고주파 및 저주파에서의 전도도는 이온들의 이동성(mobility), 세포 내 영역 및 세포 외 영역의 볼륨비(volume fraction) 및 이온 농도(concentration)에 의해 차이가 난다.

[18] 종래의 저주파에서의 전도도를 획득하는 방법은 외부에서 저주파의 전류를 주입하여 전류 밀도 및 전도도의 분포를 획득하는 MREIT(Magnetic Resonance Electric Impedance Tomography) 방법이 대표적으로 연구되어 왔다.

[19] 또한, 종래의 고주파의 자기장의 위상신호로 전도도를 구하는 MR-EPT 방법은 고주파에서의 전도도 분포를 획득하는 대표적 방법으로 연구되어 왔다.

[20] 상기 MREIT 방법은 외부에서 전류를 주입하여 획득된 하기의 [수식 4]에 의한 복소 신호를 이용하여 전류주입에 의한 내부의 주자기장 방향의 자기밀도 B_z 를

측정하고, 측정된 B_z 신호를 이용하여 인체나 물체 내부의 전류밀도나 전도도를 복원하는 방법으로, 최근에 많이 연구되어 왔다.

[21] [수식 4]

[22]

$$M^{\pm}(x,y) = \rho(x,y) \exp(i\phi(x,y) \pm i\gamma B_z(x,y) T_c)$$

[23] (여기서, $M^{\pm}$ 는 전류의 방향을 달리하여 측정된 복소신호, ρ 는 MR 크기신호, B_z 는 전류주입에 의한 주자기장 방향의 자기밀도 및 T_c 는 전류주입 시간 임)

[24] 그러나, 종래의 저주파 전도도 영상복원방법은 외부로부터의 전류주입을 요구하는 MREIT 방법을 사용함으로써, 작은 크기의 전류 주입에 따른 측정 자기장의 낮은 신호대잡음비 문제가 발생하며, 외부에서 저주파의 전류를 주입해야 하는 제약조건이 존재하는 문제점이 있었다.

[25] 반면, 상기 MR-EPT 방법은 B_1 맵핑 기술에 의해 측정된 자기장 성분인 하기의 [수식 5]는 하기의 [수식 6]의 관계식을 만족한다.

[26] [수식 5]

[27]

$$H^+ = \frac{1}{2}(H_x + iH_y)$$

[28] [수식 6]

[29]

$$-\nabla^2 H^+(r) = \frac{1}{2}((\hat{x} + i\hat{y}) \times \nabla \times H(r)) \cdot \frac{\nabla k(r)}{k(r)} - i\omega\mu_0(r)H^+(r)$$

[30] (여기서, $\hat{x}$ 는 (1,0,0), $\hat{y}$ 는 (0,1,0), k 는 어드미티비티(admittivity),

ω 는 각주파수 및 μ_0 는 투자율 임)

[31] 이때, 상기 MR-EPT 방법은 부분적으로 $\frac{\nabla k}{k} \approx 0$ 을 가정하면, 측정되어진

위상신호의 대수적인 계산식인 하기의 [수식 7]로 계산되어진다.

[32] [수식 7]

[33]

$$\sigma_H(r) = \frac{i}{\omega \mu_0} \frac{\nabla^2 H^+(r)}{H^+(r)}$$

[34]

상기 [수식 7]에서 복원되어진 고주파 전도도는 세포 내 영역과 세포 외 영역의 전기적 특성이 더해진 값을 가지고 있다.

[35]

그러므로, 본 발명은 외부로부터의 전류주입을 요구하는 MREIT 방법의 제약조건을 없애기 위해 안출된 것으로서, 전류의 주입 없이 고주파 전도도의 정보를 획득할 수 있는 MR-EPT 방법과 MRI의 복수의 확산 강조 인자 b 값을 인가하여 얻은 확산계수 영상법을 사용하여 저주파 전도도 영상을 복원하는 방법을 제안한다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

[36]

본 발명은 인체 및 물체를 포함하는 대상체에 MRI 장비를 이용하여 전류 주입 없이 상기 대상체 내부의 저주파 전도도 영상을 복원할 수 있고, 복원된 저주파 전도도 텐서 영상을 이용하여 전도도 뇌신경섬유 지도(conductivity tractography) 영상을 구현할 수 있는 전류 주입 없이 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치 및 그 방법을 제공하고자 한다.

[37]

또한, 본 발명은 복수 개의 확산강조 인자 b 값을 인가하여 획득되는 MR 신호 및 확산강조 인자 b 값 없이 획득되는 MR신호의 차이를 이용하여 세포외 영역의 볼륨비(α), 각 영역에서의 확산계수들(d_e , d_i)의 정보를 추출하는 확산계수 영상법을 이용하여 저주파 전도도 영상을 복원하는 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치 및 그 방법을 제공하고자 한다.

[38]

또한, 본 발명은 외부로부터의 전류 주입 없이 고주파 전도도의 정보를 획득할 수 있는 MR-EPT 방법을 이용하고, 복수의 확산 강조 인자 b 값 및 물 확산 경사(water-diffusion gradient)를 인가하여 측정된 물 확산 텐서(water diffusion tensor)를 사용하여 세포 내 영역 및 세포 외 영역에서의 확산계수 및 볼륨비, 확산계수를 추출하여 저주파 전도도를 산출하는 전류 주입 없이 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치 및 그 방법을 제공하고자 한다.

[39]

또한, 본 발명은 MR-EPT를 이용하여 대상체 내의 이온 농도 정보를 획득하고, 물 확산 텐서로부터 이온 이동도의 방향성 텐서를 산출함으로써, 산출된 방향성 텐서 및 획득된 이온 농도의 곱에 의해 저주파 전도도를 산출할 수 있는 전류 주입 없이 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치 및 그 방법을 제공하고자 한다.

과제 해결 수단

[40]

본 발명의 실시예에 따른 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치는 MR-EPT(Magnetic Resonance Electric Properties Tomography, 자기 공명 전기적

특성 단층 촬영)로부터 측정하고자 하는 대상체 내의 고주파 전도도를 복원하여 상기 대상체 내의 세포 내/외 영역에서의 이온 농도(C_s , concentration)와 이동도 사이의 관계를 획득하고, 멀티 b 확산 강조법(Multi b -value diffusion weighted imaging)을 이용하여 MR 신호를 획득하는 획득부, 세포 외 영역의 볼륨비(α) 및 확산 강조 인자(diffusion weighting factor, b)로부터 산출된 물 확산 텐서(water-diffusion-tensor, D)를 이용하여 이온의 방향성 텐서(M_L)를 산출하고, 상기 산출된 이온의 방향성 텐서 및 상기 획득된 고주파 전도도로부터 저주파 전도도 텐서를 산출하는 산출부 및 상기 산출된 저주파 전도도 텐서 영상을 복원하는 영상 복원부를 포함한다.

- [41] 상기 산출부는 상기 대상체 내의 세포 영역을 구분하는 상기 확산 강조 인자 및 물 확산 경사(water-diffusion gradient)를 인가하여 상기 세포 외 영역의 볼륨비를 산출하고, 상기 산출된 세포 외 영역의 볼륨비 및 상기 확산 강조 인자로부터 상기 세포 내/외 영역에서의 확산계수를 추출하여 상기 물 확산 텐서를 산출할 수 있다.
- [42] 상기 산출부는 복수의 확산 경사를 인가하여 추출되는 세포내/외 영역에서의 볼륨비, 또는 멀티 에코 측정방법을 사용하여 MR 신호 감쇠를 이용한 세포내/외 영역의 볼륨비 측정, 상기 복수의 확산 경사로부터 추출된 각 영역의 확산계수 및 상기 MREPT 방법을 사용한 고주파 전도도를 이용하여 세포내외의 확산 특성으로부터 저주파 전도도의 이온 농도 정보를 산출할 수 있다.
- [43] 상기 산출부는 상기 산출된 이온의 방향성 텐서, 상기 세포 외 영역의 볼륨비, 상기 고주파 전도도 및 상기 확산계수 중 적어도 어느 하나로부터 상기 저주파 전도도를 산출할 수 있다.
- [44] 상기 획득부는 외부의 전류 주입 없이, 상기 MR-EPT를 이용한 고주파 자기장의 위상 신호로부터 상기 대상체 내의 세포 내/외 영역에서의 전도도가 결합된 상기 고주파 전도도를 복원할 수 있다.
- [45] 상기 획득부는 복수의 확산 경사를 인가하는 상기 멀티 b 확산강조법을 이용하여 자기장의 세기에 따른 상기 MR신호의 지수함수의 계수를 복원하여 세포 내/외 영역에서의 볼륨비 및 확산계수를 획득할 수 있다.
- [46] 상기 획득부는 상기 대상체의 조직 내 물 분자의 3차원 입체 확산 특성을 측정하는 DT-MRI(diffusion tensor MRI)를 이용하여 상기 이온 농도 정보를 획득하고, 상기 복원된 고주파 전도도로부터 상기 세포 내/외 영역에서의 이온의 농도 및 상기 이동도가 결합된 상기 고주파 전도도의 정보를 획득할 수 있다.
- [47] 상기 영상 복원부는 상기 세포 내/외 영역의 볼륨비 및 각 영역에서의 확산계수를 추출하는 확산계수 영상법을 이용하여 상기 저주파 전도도 영상을 복원할 수 있다.
- [48] 본 발명의 실시예에 따른 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 방법은 MR-EPT(Magnetic Resonance Electric Properties Tomography, 자기 공명 전기적 특성 단층 촬영)로부터 측정하고자 하는 대상체 내의 고주파 전도도를 복원하여

상기 대상체 내의 세포내/외의 전체 영역에서 이온 농도(C_s , concentration)와 이동도 사이의 관계를 획득하고, 멀티 b 확산 강조법(Multi b -value diffusion weighted imaging)을 이용하여 MR 신호를 획득하는 단계, 세포외 영역의 볼륨비(α) 및 확산 강조 인자(diffusion weighting factor, b)로부터 산출된 물 확산 텐서(water-diffusion-tensor, D)를 이용하여 이온의 방향성 텐서(M_L)를 산출하는 단계, 상기 산출된 이온의 방향성 텐서 및 상기 획득된 이온 농도 정보로부터 저주파 전도도 텐서를 산출하는 단계 및 상기 산출된 저주파 전도도 텐서에 따른 저주파 전도도에 기반하여 저주파 전도도 영상을 복원하는 단계를 포함한다.

발명의 효과

- [49] 본 발명의 실시예에 따르면, 인체 및 물체를 포함하는 대상체에 MRI 장비를 이용하여 전류 주입 없이 상기 대상체 내부의 저주파 전도도 영상을 복원할 수 있고, 복원된 저주파 전도도 텐서 영상을 이용하여 전도도 뇌신경섬유 지도(conductivity tractography) 영상을 구현할 수 있다.
- [50] 또한, 본 발명의 실시예에 따르면, 복수 개의 확산강조 인자 b 값을 인가하여 획득되는 MR 신호 및 확산강조 인자 b 값 없이 획득되는 MR신호의 차이를 이용하여 세포내 영역과 세포외 영역의 볼륨비(α), 각 영역에서의 확산계수들(d_e , d_i)의 정보를 추출하는 확산계수 영상법을 이용하여 저주파 전도도 영상을 복원할 수 있다.
- [51] 또한, 본 발명의 실시예에 따르면, 외부로부터의 전류 주입 없이 고주파 전도도의 정보를 획득할 수 있는 MR-EPT 방법을 이용하고, 복수의 확산 강조 인자 b 값 및 물 확산 경사(water-diffusion gradient)를 인가하여 측정된 물 확산 텐서(water diffusion tensor)를 사용하여 세포 내 영역 및 세포 외 영역에서의 확산계수 및 볼륨비를 추출하여 저주파 전도도를 산출할 수 있다.
- [52] 또한, 본 발명의 실시예에 따르면, MR-EPT를 이용하여 대상체 내의 이온 농도를 획득하고, 물 확산 텐서로부터 이온의 방향성 텐서를 산출함으로써, 산출된 방향성 텐서 및 획득된 이온 농도의 곱에 의해 저주파 전도도를 산출할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [53] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치의 구성을 설명하기 위해 도시한 블록도이다.
- [54] 도 2a 내지 도 2c는 본 발명의 실시예에 따른 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치를 이용하여 복원된 영상 결과를 도시한 것이다.
- [55] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 방법의 흐름도를 도시한 것이다.

발명의 실시를 위한 형태

- [56] 이하 첨부 도면들 및 첨부 도면들에 기재된 내용들을 참조하여 본 발명의 실시예를 상세하게 설명하지만, 본 발명이 실시예에 의해 제한되거나 한정되는

것은 아니다.

- [57] 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.
- [58] 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.
- [59] 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.
- [60] 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.
- [61] 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.
- [62] 다른 정의가 없다면, 본 명세서에서 사용되는 모든 용어(기술 및 과학적 용어를 포함)는 본 발명이 속하는 기술분야에서 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.
- [63] 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.
- [64] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치의 구성을 설명하기 위해 도시한 블록도이다.
- [65] 도 1을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치(100)는 MR-EPT로부터 대상체 내의 고주파 전도도를 복원하여 대상체 내의 세포 내/외 영역에서의 이온 농도와 이동도 사이의 관계를 획득하고, MR

신호를 획득하며, 물 확산 텐서로부터 이온의 방향성 텐서를 산출하고, 산출된 이온의 방향성 텐서 및 획득된 고주파 전도도로부터 저주파 전도도를 산출하여 저주파 전도도 영상을 복원한다.

- [66] 보다 상세하게는, 본 발명의 실시예에 따른 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치(100)는 MR-EPT를 이용하여 대상체 내의 위상 신호로부터 고주파 전도도를 획득하고, 복수의 확산 경사를 인가하여 멀티 b 확산 강조법으로부터 MR 신호를 획득한다.
- [67] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치(100)는 세포 외 영역 볼륨비 및 각 영역의 확산계수를 산출할 수 있으며, 산출된 이온의 방향성 텐서, 고주파 전도도, 세포 외 영역의 볼륨비 및 확산계수로부터 저주파 전도도 텐서를 산출하고, 산출된 저주파 전도도 텐서에 따른 저주파 전도도에 기반하여 저주파 전도도 영상을 복원할 수 있다.
- [68] 이를 위해, 본 발명의 실시예에 따른 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치(100)는 획득부(110), 산출부(120) 및 영상 복원부(130)를 포함한다.
- [69] 획득부(110)는 MR-EPT(Magnetic Resonance Electric Properties Tomography, 자기 공명 고주파 전기적 특성 단층 촬영)로부터 측정하고자 하는 대상체 내의 고주파 전도도를 복원하여 대상체 내의 세포 내/외 영역에서의 효과가 합쳐진 이온 농도(C_s , concentration)와 이동도(mobility) 사이의 관계를 획득하고, 복수의 물 확산 경사 멀티 b 확산 강조법(Multi b -value diffusion weighted imaging)을 이용하여 MR 신호를 획득한다.
- [70] 실시예에 따라서, 획득부(110)는 MR 위상 신호 분석법을 사용할 수 있으며, 이온의 이동도(mobility)와 세포 내 영역 및 세포 외 영역을 구분하기 위한 멀티 b 확산 강조법으로부터 확산 자기장의 인가 여부에 따른 신호의 비교를 통하여 확산 자기장의 세기 및 방향에 따른 데이터를 모두 획득할 수 있다.
- [71] 여기서, 물의 확산의 정도는 세포 내 영역 및 세포 외 영역에서의 이온의 농도, 점성(viscosity), 세포의 크기 및 형태 중 적어도 어느 하나의 영향으로 확산 속도의 차이가 나타나므로, 복수의 확산 강조 인자(multi- b)를 이용하여 MR 영상에서 생체 조직에서의 세포 외(extracellular) 부분이 차지하는 볼륨비와 확산계수를 획득할 수 있다.
- [72] 또한, 획득부(110)는 외부의 전류 주입 없이, MR-EPT를 이용하여 고주파 자기장의 위상 신호로부터 대상체 내의 세포 내 영역과 세포 외 영역의 전도도가 결합된 고주파 전도도를 복원할 수 있다.
- [73] 예를 들면, 획득부(110)는 외부의 전류 주입 없이, 고주파 전도도를 복원하기 위해 MR-EPT를 이용하고, 상기 MR-EPT는 전기적 전도도 물체의 전기 유전율 및 전도도 분포를 영상으로 복원하는 방법일 수 있으며, MR-EPT는 MR 시스템의 표준 RF 코일을 사용하여 100~200 MHz의 범위에서 유전율(복소 유전율) 이미지를 제공할 수 있다.
- [74] 실시예에 따라서, 획득부(110)는 측정하고자 하는 대상체 내의 세포 내 영역 및

세포 외 영역의 전도도가 결합된 고주파 전도도는 하기의 [수식 8]와 같이, 세포 내 영역과 세포 외 영역에서의 이온 농도(C_e, C_i) 및 이동도(m_e, m_i)간에

관계식을 제시하고 있다.

[75] [수식 8]

[76]

$$\sigma_H = \alpha C_e m_e + (1 - \alpha) C_i m_i$$

[77] (여기서, 각 계수들은 전술한 [표 1] 참고)

[78] 또한, 전술한 [수식 8]에서 주어진 관계식으로부터 세포 내의 전기적 성질을 가진 이온들의 농도(C_i)와 세포외 영역에서의 전기적 성질을 가진 이온들의 농도(C_e)와의 관계를 $C_i = \beta C_e$ 의 관계식으로 설정할 수 있다. 여기서, 상기 계수

$$C_i = \beta C_e$$

β 는 추출될 수 있으나, 기존의 공지된 참고 값으로 사용할 수도 있다.

[79] 또한, 상기 관계식($C_i = \beta C_e$)을 사용하면 [수식 8]로부터 세포 외 영역의 이온

$$C_i = \beta C_e$$

농도(C_e)는 고주파 전도도(σ_H)와의 관계식으로 하기의 [수식 9]와 같이

표현될 수 있다.

[80] [수식 9]

[81]

$$C_e = \frac{\sigma_H}{\alpha m_e + (1 - \alpha) \beta m_i}$$

[82] 전술한 상기 [수식 9]에서 세포 내 영역과 세포 외 영역에서의 이동도(m_i, m_e)

m_i, m_e

)는 아인슈타인의 이온 이동도 및 확산계수와의 관계식인 하기의 [수식 10]을 만족할 수 있다.

[83] [수식 10]

[84]

$$m_e = \frac{q}{kT} d_e, \quad m_i = \frac{q}{kT} d_i$$

[85] (여기서, q는 전하량, k는 볼츠만 상수 및 T는 온도를 의미함)

[86] 또한, 고주파 전도도에 영향을 미치는 확산계수 d_e 및 d_i 는 세포막의 영향을 받지 않는 균질한 상태에서의 확산계수들로 가정될 수 있다.

[87] 다시 도 1을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치(100)의 획득부(110)는 멀티 b 확산강조법을 이용하여 자기장의 세기에 따른 확산 자계를 인가하여 세포 내 영역 및 세포 외 영역에서의 볼륨비 및 확산계수를 포함하는 MR 신호를 획득할 수 있다.

[88] 또한, 획득부(110)는 복원된 고주파 전도도로부터 세포 내 영역 및 세포 외 영역에서 결합된 전도도의 정보를 획득하고, 대상체의 조직 내 물 분자의 3차원 입체 확산 특성을 측정하는 DT-MRI(diffusion tensor MRI)를 이용하여 이온 이동도를 획득할 수 있다.

[89] 획득부(110)는 복수의 확산 강조 인자(멀티 b, multi-b)를 이용하여 대상체의 조직 내 물 분자의 3차원 입체 확산 특성에 따른 세포 내 영역 및 세포 외 영역의 특성(볼륨비 및 확산계수)을 획득할 수 있다.

[90] 산출부(120)는 세포 외 영역의 볼륨비(α) 및 확산 강조 인자(diffusion weighting factor, b)로부터 산출된 물 확산 텐서(water-diffusion-tensor, D)를 이용하여 이온의 방향성 텐서(M_L)를 산출하고, 산출된 이온의 방향성 텐서 및 획득된 고주파 전도도로부터 저주파 전도도()를 산출한다.

$$\Sigma_e$$

[91] 보다 상세하게는 산출부(120)는 물 확산 경사(water-diffusion gradient)를 인가하여 측정된 물 확산 텐서(water-diffusion tensor, D)로부터 이온의 방향성 텐서(M_L)를 산출하고, 산출된 이온의 방향성 텐서 및 획득된 고주파 전도도를 이용하여 저주파 전도도를 산출할 수 있다.[92] 또한, 산출부(120)는 상기 [수식 9]에서 산출된 세포 외 영역에서의 이온 농도(C_e)를 저주파 전도도의 [수식 3]에 대입하여 세포 외 영역에서의 저주파 전도도 텐서를 하기의 [수식 11]로부터 산출할 수 있다.

[93] [수식 11]

[94]

$$\Sigma_e = \frac{\alpha \sigma_H}{\alpha m_e + (1 - \alpha) \beta m_i} M_e$$

[95] (여기서, 각 계수들은 전술한 [표 1] 참고)

[96] 상기 저주파 전도도 텐서(Σ_e)는 아인슈타인의 이온 이동도와

확산계수와의 관계식에 의해 이동도 식에서 확산계수 식인 하기의 [수식 12]로 변환될 수 있다.

[97] [수식 12]

[98]

$$\Sigma_e = \frac{\alpha \sigma_H}{\alpha d_e + (1 - \alpha) \beta d_i} D_e$$

[99] (여기서, 각 계수들은 전술한 [표 1] 참고)

[100] 또한, 산출부(120)는 대상체 내의 세포 영역을 구분하는 확산 강조 인자(diffusion weighting factor, b) 및 물 확산 경사를 인가하여 세포 외 영역의 볼륨비(α)를 산출하고, 산출된 세포 외 영역의 볼륨비 및 확산 강조 인자로부터 세포 내/외 영역에서의 확산계수를 추출하여 물 확산 텐서를 산출할 수 있다.

[101] 또한, 산출부(120)는 고주파 전도도와 세포 외 영역의 볼륨비 및 세포내/외 영역에서의 확산계수의 관계를 산출할 수 있다.

[102] 또한, 산출부(120)는 산출된 이온의 방향성 텐서, 세포 외 영역의 볼륨비, 고주파 전도도 및 확산계수로부터 저주파 전도도 텐서를 산출할 수 있다.

[103] 예를 들면, 산출부(120)는 산출된 이온의 방향성 텐서, 세포 외 영역의 볼륨비, 고주파 전도도 및 확산계수 중 적어도 어느 하나를 이용하여 저주파 전도도를 산출할 수 있다.

[104] 전술한 바와 같이, 고주파 전도도, 확산계수 및 세포 외 영역의 볼륨비 중 적어도 어느 하나로부터 저주파 전도도의 텐서의 성분들이 결정될 수 있다.

[105] 다시, 도 1을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치(100)의 영상 복원부(130)는 산출된 저주파 전도도에 기반하여 저주파 전도도 영상을 복원한다.

[106] 영상 복원부(130)는 세포 내/외 영역의 볼륨비 및 각 영역에서의 확산계수의 정보를 추출하는 확산계수 영상법을 이용하여 저주파 전도도 영상을 복원할 수 있다.

[107] 보다 상세하게는, 영상 복원부(130)는 복수 개의 확산강조 인자 b 값을 인가하여 획득되는 MR 신호 및 확산강조 인자 b 값 없이 획득되는 MR신호의 차이를 이용하여 세포내 영역과 세포외 영역의 볼륨비(α), 각 영역에서의 확산계수들(d_e , d_i)의 정보를 추출하는 확산계수 영상법을 이용하여 저주파 전도도 영상을 복원할 수 있다.

[108] 도 2a 내지 도 2c는 본 발명의 실시예에 따른 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치를 이용하여 복원된 영상 결과를 도시한 것이다.

[109] 보다 상세하게는, 도 2a는 본 발명의 실시예에 따른 MR-EPT를 이용하여

획득한 대상체 내의 고주파 전도도 영상 결과를 도시한 것이고, 도 2b는 물 확산 텐서를 이용하여 획득된 이온의 방향성 텐서에 대한 영상 결과를 도시한 것이다.

[110] 또한, 도 2c는 대상체 내의 이온 농도 및 이온의 방향성 텐서로부터 획득된 저주파 전도도에 대한 영상 결과를 도시한 것이다.

[111] 보다 상세하게는 도 2a는 MR-EPT로부터 획득된 배경 전도도(210), 대상체에서의 고주파 전도도(220) 및 전도도 값이 조절된 아가(ager)에서의 고주파 전도도(230)를 나타낸다.

[112] 여기서, 상기 대상체는 동물 근육 조직을 실시예로 적용하였으나, 대상체의 종류는 이에 한정되는 것은 아니다.

[113] 도 2b는 확산 경사(diffusion gradient)를 인가한 후, 산출된 물 확산 방향성을 나타내며, 대상체를 x-축 방향으로 정렬한 영상(240) 및 y-축 방향으로 정렬한 영상(250)으로 산출된 확산 방향 계수를 나타낸다.

[114] 또한, 도 2c는 본 발명의 실시예에 따른 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치를 이용하여

$$\sigma_{11} \quad \sigma_{12} \quad \sigma_{13} \quad \sigma_{22} \quad \sigma_{23}$$

의 행렬방향에 따른 저주파 전도도에 대한 영상 결과를 나타낸다.

$$\sigma_{33}$$

[115] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 방법의 흐름도를 도시한 것이다.

[116] 도 3을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 방법은 단계 310에서 MR-EPT(Magnetic Resonance Electric Properties Tomography, 자기 공명 전기적 특성 단층 촬영)로부터 측정하고자 하는 대상체 내의 고주파 전도도를 복원하여 대상체 내의 세포내/외 영역에서의 이온 농도(C_s , concentration)와 이동도 사이의 관계를 획득하고, 멀티 b 확산 강조법(Multi b-value diffusion weighted imaging)을 이용하여 MR 신호를 획득한다.

[117] 단계 310은 외부의 전류 주입 없이, MR-EPT를 이용하여 고주파 자기장의 위상 신호로부터 대상체 내의 세포 내 영역과 세포 외 영역의 전도도가 결합된 고주파 전도도를 복원하는 단계일 수 있다.

[118] 예를 들면, 단계 310은 외부의 전류 주입 없이, 고주파 전도도를 복원하기 위해 MR-EPT를 이용하고, 상기 MR-EPT는 전기적 전도도 물체의 전기 유전율 및 전도도 분포를 영상으로 복원하는 방법일 수 있으며, MR-EPT는 MR 시스템의 표준 RF 코일을 사용하여 100~200 MHz의 범위에서 유전율(복소 유전율) 이미지를 제공할 수 있다.

[119] 또한, 단계 310은 복원된 고주파 전도도로부터 세포 내 영역 및 세포 외 영역에서 결합된 전도도의 정보를 획득하고, 대상체의 조직 내 물 분자의 3차원 입체 확산 특성을 측정하는 DT-MRI(diffusion tensor MRI)를 이용하여 이온

이동도를 획득하는 단계일 수 있다.

- [120] 단계 320에서 세포 외 영역의 볼륨비(α) 및 확산 강조 인자(diffusion weighting factor, b)로부터 산출된 물 확산 텐서(water-diffusion-tensor, D)를 이용하여 이온의 방향성 텐서(M_L)를 산출한다.
- [121] 단계 320은 물 확산 경사(water-diffusion gradient)를 인가하여 측정된 물 확산 텐서(water-diffusion tensor, D)로부터 이온의 방향성 텐서(M_L)를 산출하는 단계일 수 있다.
- [122] 단계 330에서 산출된 이온의 방향성 텐서 및 획득된 이온 농도로부터 저주파 전도도 텐서를 산출한다.
- [123] 예를 들면, 단계 330은 산출된 이온의 방향성 텐서, 세포 외 영역의 볼륨비, 고주파 전도도 및 확산계수 중 적어도 어느 하나로부터 저주파 전도도를 산출하는 단계일 수 있다.
- [124] 단계 340에서 산출된 저주파 전도도 텐서에 따른 저주파 전도도에 기반하여 저주파 전도도 영상을 복원한다.
- [125] 단계 340은 세포 내/외 영역의 볼륨비 및 각 영역에서의 확산계수의 정보를 추출하는 확산계수 영상법을 이용하여 저주파 전도도 영상을 복원하는 단계일 수 있다.
- [126] 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.
- [127] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

청구범위

- [청구항 1] MR-EPT(Magnetic Resonance Electric Properties Tomography, 자기 공명 전기적 특성 단층 촬영)로부터 측정하고자 하는 대상체 내의 고주파 전도도를 복원하여 상기 대상체 내의 세포 내/외 영역 전체에서의 이온 농도(C_s , concentration)와 이동도 사이의 관계를 획득하고, 멀티 b 확산 강조법(Multi b-value diffusion weighted imaging)을 이용하여 MR 신호를 획득하는 획득부;
- 세포 외 영역의 볼륨비(α) 및 확산 강조 인자(diffusion weighting factor, b)로부터 산출된 물 확산 텐서(water-diffusion-tensor, D)를 이용하여 이온의 방향성 텐서(M_L)를 산출하고, 상기 산출된 이온의 방향성 텐서 및 상기 획득된 고주파 전도도로부터 저주파 전도도 텐서를 산출하는 산출부; 및
- 상기 산출된 저주파 전도도 텐서에 따른 저주파 전도도에 기반하여 저주파 전도도 영상을 복원하는 영상 복원부를 포함하는 전류 주입 없이 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치.
- [청구항 2] 제1항에 있어서,
- 상기 산출부는
- 상기 대상체 내의 세포 영역을 구분하는 상기 확산 강조 인자 및 물 확산 경사(water-diffusion gradient)를 인가하여 상기 세포 외 영역의 볼륨비를 산출하고, 상기 산출된 세포 외 영역의 볼륨비 및 상기 확산 강조 인자로부터 상기 세포 내/외 영역에서의 확산계수를 추출하여 상기 물 확산 텐서를 산출하는 전류 주입 없이 MRI를 이용한 저주파 전도도 텐서 영상 복원 장치.
- [청구항 3] 제2항에 있어서,
- 상기 산출부는
- 복수의 확산 경사를 인가하여 추출되는 세포내/외 영역에서의 볼륨비, 상기 복수의 확산 경사로부터 추출된 확산계수 및 상기 고주파 전도도를 이용하여 상기 물 확산 경사를 산출하는 전류 주입 없이 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치.
- [청구항 4] 제2항에 있어서,
- 상기 산출부는
- 상기 산출된 이온의 방향성 텐서, 상기 세포 외 영역의 볼륨비, 상기 고주파 전도도 및 상기 확산계수 중 적어도 어느 하나로부터 상기 저주파 전도도를 산출하는 전류 주입 없이 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치.
- [청구항 5] 제1항에 있어서,
- 상기 획득부는

외부의 전류 주입 없이, 상기 MR-EPT를 이용한 고주파 자기장의 위상 신호로부터 상기 대상체 내의 세포 내/외 영역에서의 전도도가 결합된 상기 고주파 전도도를 복원하는 전류 주입 없이 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치.

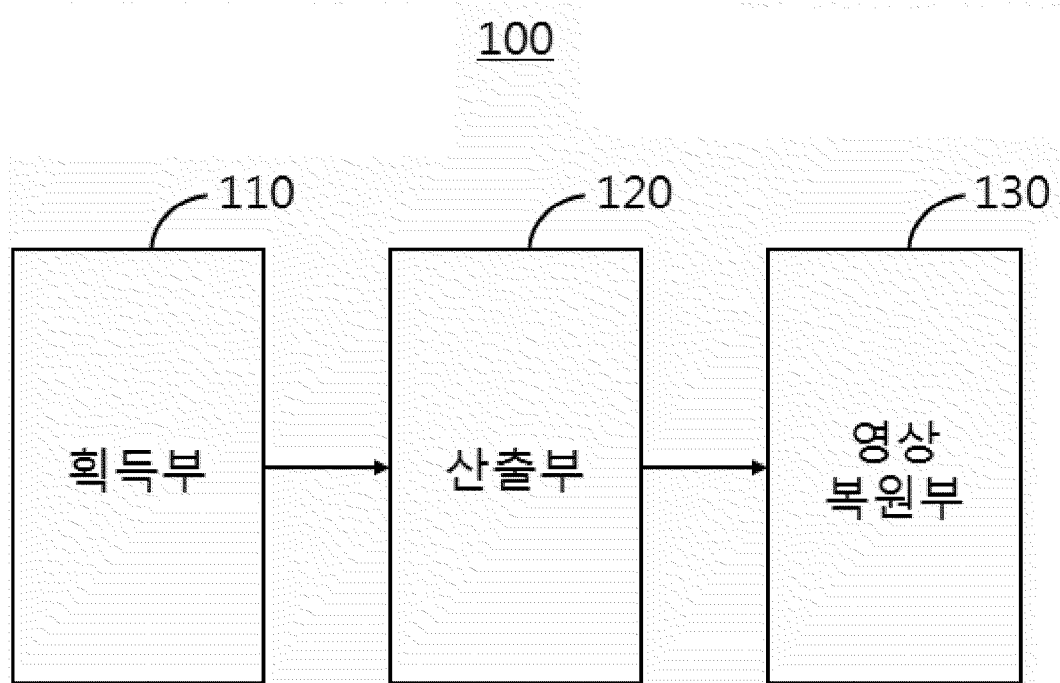
[청구항 6] 제5항에 있어서,
상기 획득부는
복수의 확산 경사를 인가하는 상기 멀티 b 확산강조법을 이용하여 자기장의 세기에 따른 상기 MR신호의 지수함수의 계수를 복원하여 세포 내/외 영역에서의 볼륨비 및 확산계수를 획득하는 전류 주입 없이 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치.

[청구항 7] 제6항에 있어서,
상기 획득부는
상기 대상체의 조직 내 물 분자의 3차원 입체 확산 특성을 측정하는 DT-MRI(diffusion tensor MRI)를 이용하여 상기 이온 농도를 획득하고, 상기 복원된 고주파 전도도로부터 상기 세포 내/외 영역에서의 이온의 농도 및 상기 이동도가 결합된 상기 고주파 전도도의 정보를 획득하는 전류 주입 없이 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치.

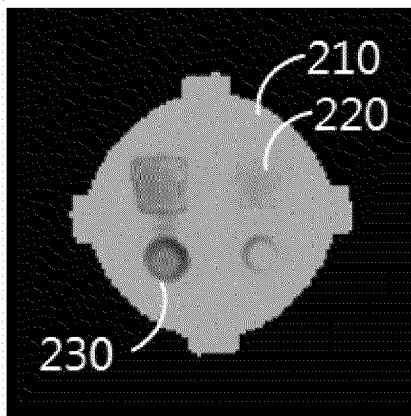
[청구항 8] 제1항에 있어서,
상기 영상 복원부는
상기 세포 내/외 영역의 볼륨비 및 각 영역에서의 확산계수를 추출하는 확산계수 영상법을 이용하여 상기 저주파 전도도 영상을 복원하는 전류 주입 없이 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 장치.

[청구항 9] MR-EPT(Magnetic Resonance Electric Properties Tomography, 자기 공명 전기적 특성 단층 촬영)로부터 측정하고자 하는 대상체 내의 고주파 전도도를 복원하여 상기 대상체 내의 세포내/외 영역에서의 이온 농도(C_s , concentration)와 이동도 사이의 관계를 획득하고, 멀티 b 확산 강조법(Multi b -value diffusion weighted imaging)을 이용하여 MR 신호를 획득하는 단계;
세포 외 영역의 볼륨비(α) 및 확산 강조 인자(diffusion weighting factor, b)로부터 산출된 물 확산 텐서(water-diffusion-tensor, D)를 이용하여 이온의 방향성 텐서(M_L)를 산출하는 단계;
상기 산출된 이온의 방향성 텐서 및 상기 획득된 이온 농도로부터 저주파 전도도 텐서를 산출하는 단계; 및
상기 산출된 저주파 전도도 텐서에 따른 저주파 전도도에 기반하여 저주파 전도도 영상을 복원하는 단계
를 포함하는 전류 주입 없이 MRI를 이용한 저주파 전도도 영상 복원 방법.

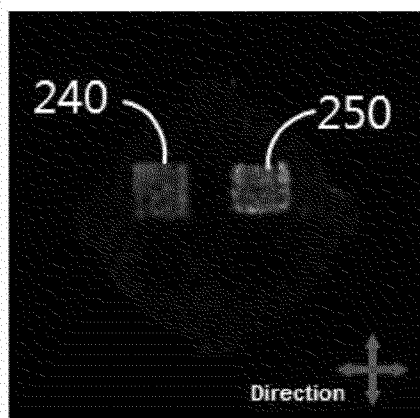
[도1]



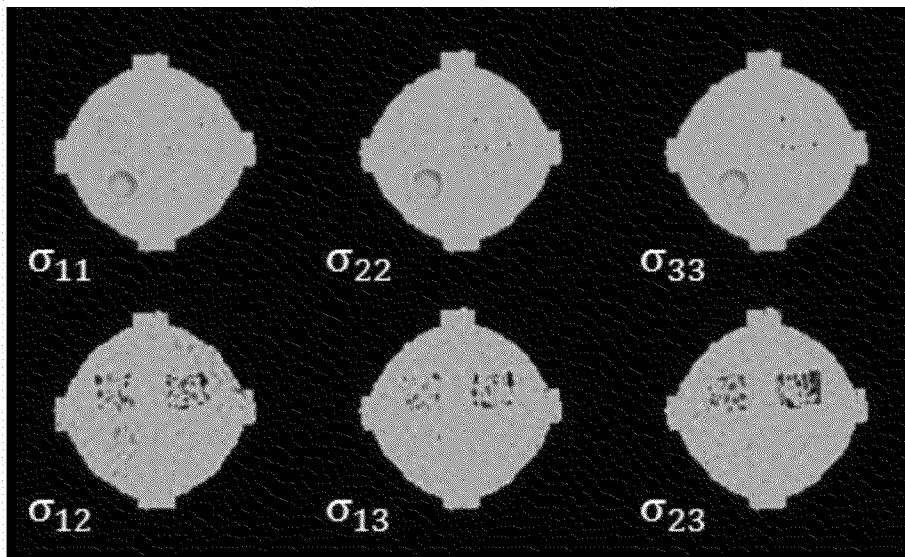
[도2a]



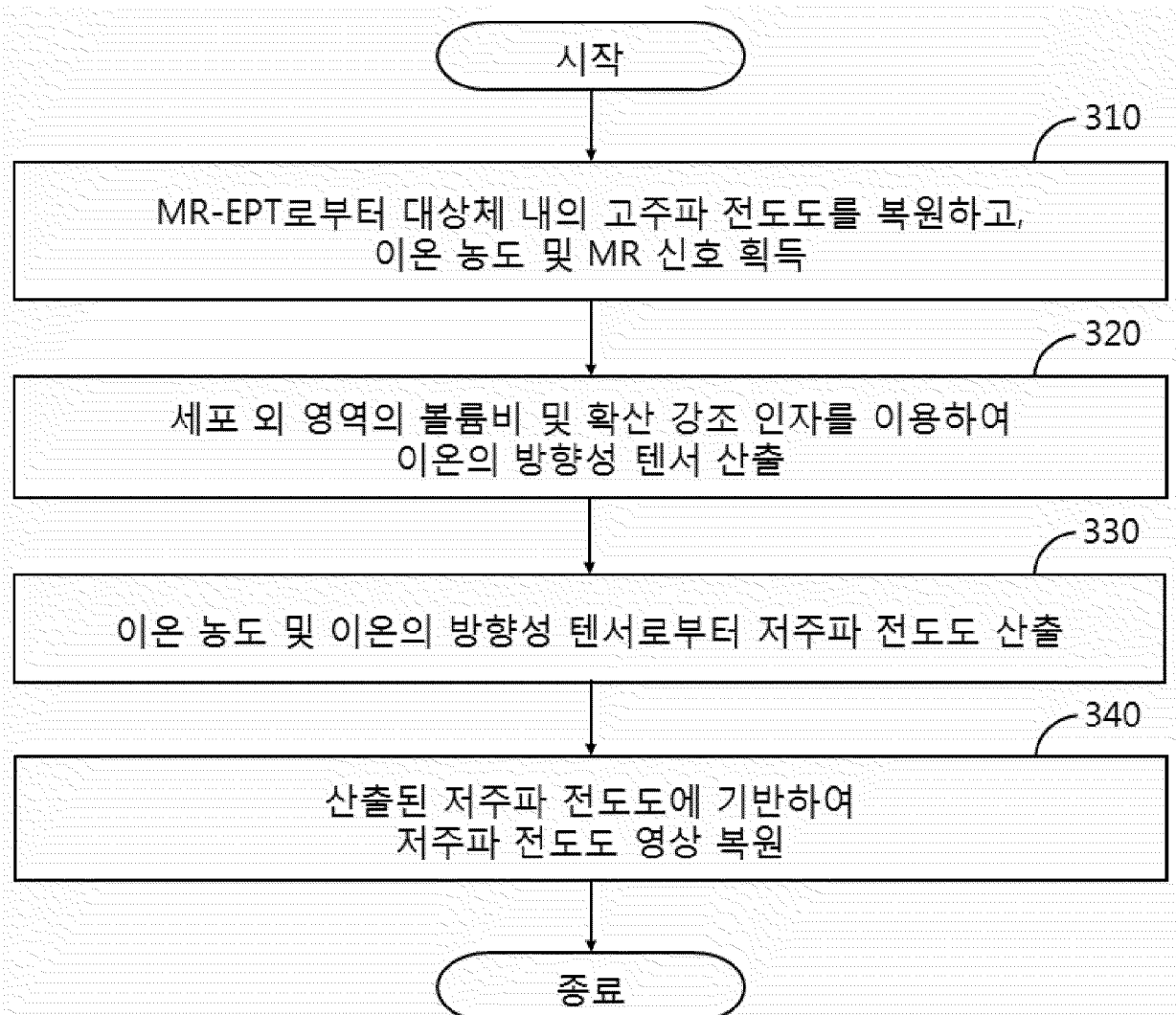
[도2b]



[도2c]



[도3]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2017/003376**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER***A61B 5/055(2006.01)i, G01R 33/24(2006.01)i, G01R 33/483(2006.01)i*

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B 5/055; G06F 19/00; G01R 33/48; G01R 33/24; G01R 33/483

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above

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

eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: magnetic resonance, MRI, low frequency, diffusion

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	KR 10-2014-0089103 A (UNIVERSITY INDUSTRY FOUNDATION, YONSEI UNIVERSITY WONJU CAMPUS) 14 July 2014 See paragraphs [25], [68]-[92] and figures 3-5.	1-9
A	JP 2012-157687 A (TOSHIBA CORP. et al.) 23 August 2012 See claims 1-3 and figures 1-7.	1-9
A	JP 2007-000625 A (SIEMENS AG.) 11 January 2007 See paragraphs [16]-[46] and figures 1, 2.	1-9
A	JP 5591493 B2 (TOSHIBA CORP. et al.) 17 September 2014 See claims 1-7 and figures 3-14.	1-9
A	KR 10-2014-0082022 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD. et al.) 02 July 2014 See paragraphs [60]-[87] and figures 2-4.	1-9



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

27 JUNE 2017 (27.06.2017)

Date of mailing of the international search report

28 JUNE 2017 (28.06.2017)

Name and mailing address of the ISA/KR

Korean Intellectual Property Office
Government Complex-Daejeon, 189 Seonsa-ro, Daejeon 302-701,
Republic of Korea

Facsimile No. +82-42-481-8578

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2017/003376

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-2014-0089103 A	14/07/2014	KR 10-1593480 B1	15/02/2016
JP 2012-157687 A	23/08/2012	CN 102711602 A	03/10/2012
		CN 102711602 B	22/07/2015
		JP 5868160 B2	24/02/2016
		US 2013-0015855 A1	17/01/2013
		US 8581581 B2	12/11/2013
		WO 2012-096105 A1	19/07/2012
JP 2007-000625 A	11/01/2007	CN 1885058 A	27/12/2006
		CN 1885058 B	16/05/2012
		DE 102005028475 A1	28/12/2006
		DE 102005028475 B4	03/04/2008
		JP 5235283 B2	10/07/2013
		US 2007-0038072 A1	15/02/2007
		US 7372268 B2	13/05/2008
JP 5591493 B2	17/09/2014	CN 101627910 A	20/01/2010
		CN 101627910 B	13/03/2013
		JP 2010-042245 A	25/02/2010
		US 2010-0013475 A1	21/01/2010
		US 8228063 B2	24/07/2012
KR 10-2014-0082022 A	02/07/2014	KR 10-1453298 B1	23/10/2014
		US 2014-0177933 A1	26/06/2014
		US 9147243 B2	29/09/2015

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61B 5/055(2006.01)i, G01R 33/24(2006.01)i, G01R 33/483(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61B 5/055; G06F 19/00; G01R 33/48; G01R 33/24; G01R 33/483

조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌

한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC
일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우))

eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 자기공명, MRI, 저주파, 확산

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
A	KR 10-2014-0089103 A (연세대학교 원주산학협력단) 2014.07.14 문단번호 [25],[68]-[92] 및 도면 3-5 참조.	1-9
A	JP 2012-157687 A (TOSHIBA CORP. 등) 2012.08.23 청구항 1-3 및 도면 1-7 참조.	1-9
A	JP 2007-000625 A (SIEMENS AG) 2007.01.11 문단번호 [16]-[46] 및 도면 1,2 참조.	1-9
A	JP 5591493 B2 (TOSHIBA CORP. 등) 2014.09.17 청구항 1-7 및 도면 3-14 참조.	1-9
A	KR 10-2014-0082022 A (삼성전자주식회사 등) 2014.07.02 문단번호 [60]-[87] 및 도면 2-4 참조.	1-9

☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다.

☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.

* 인용된 문헌의 특별 카테고리:

“A” 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌

“T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌

“E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌

“X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다.

“L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌

“Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.

“O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌

“&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

“P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

국제조사의 실제 완료일

2017년 06월 27일 (27.06.2017)

국제조사보고서 발송일

2017년 06월 28일 (28.06.2017)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소



대한민국 특허청
(35208) 대전광역시 서구 청사로 189,
4동 (둔산동, 정부대전청사)

팩스 번호 +82-42-481-8578

심사관

김연정

전화번호 +82-42-481-3325



국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-2014-0089103 A	2014/07/14	KR 10-1593480 B1	2016/02/15
JP 2012-157687 A	2012/08/23	CN 102711602 A	2012/10/03
		CN 102711602 B	2015/07/22
		JP 5868160 B2	2016/02/24
		US 2013-0015855 A1	2013/01/17
		US 8581581 B2	2013/11/12
		WO 2012-096105 A1	2012/07/19
JP 2007-000625 A	2007/01/11	CN 1885058 A	2006/12/27
		CN 1885058 B	2012/05/16
		DE 102005028475 A1	2006/12/28
		DE 102005028475 B4	2008/04/03
		JP 5235283 B2	2013/07/10
		US 2007-0038072 A1	2007/02/15
		US 7372268 B2	2008/05/13
JP 5591493 B2	2014/09/17	CN 101627910 A	2010/01/20
		CN 101627910 B	2013/03/13
		JP 2010-042245 A	2010/02/25
		US 2010-0013475 A1	2010/01/21
		US 8228063 B2	2012/07/24
KR 10-2014-0082022 A	2014/07/02	KR 10-1453298 B1	2014/10/23
		US 2014-0177933 A1	2014/06/26
		US 9147243 B2	2015/09/29