(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0071856
(43) 공개일자 2014년06월12일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/055 (2006.01) *G01R 33/20* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-0020672
(22) 출원일자 2013년02월26일
심사청구일자 2013년02월26일
(30) 우선권주장
61/733,100 2012년12월04일 미국(US)

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
경희대학교 산학협력단
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732, 국제캠퍼스 내 (서천동, 경희대학교)
(72) 발명자
이주형
경기 과천시 별양로 85, 409동 1105호 (별양동, 주공아파트)
이수열
경기 성남시 분당구 미금로 114, 304동 304호 (구미동, 하얀마을그랜드빌라)
(74) 대리인
리앤목특허법인

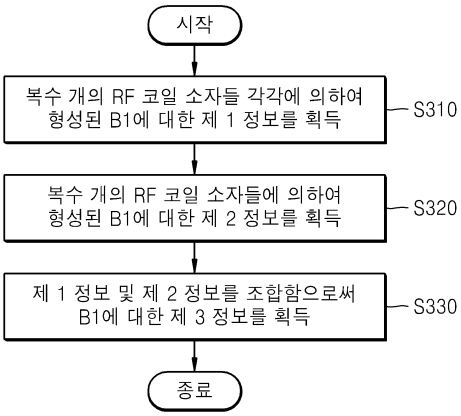
전체 청구항 수 : 총 21 항

(54) 발명의 명칭 **B1 정보 획득 방법 및 장치**

(57) 요 약

복수 개의 RF (Radio Frequency) 코일 소자들을 포함하는 MRI 시스템에서, 복수 개의 RF 코일 소자들 중 적어도 하나의 코일 소자를 통하여 대상체에 인가되는 RF 펄스에 의하여 형성되는 자기장 (B1) 과 관련된 정보를 획득하는 방법에 있어서, 복수 개의 RF 코일 소자들 각각에 의하여 형성된 B1 에 대한 제 1 정보를 획득하고, 복수 개의 RF 코일 소자들 중 두 개 이상의 조합에 의하여 형성된 B1에 대한 제 2 정보를 획득하며, 획득된 제 1 정보 및 획득된 제 2 정보를 조합함으로써, B1 에 대한 제 3 정보를 획득하는 방법을 개시한다.

대 표 도 - 도3



특허청구의 범위

청구항 1

복수 개의 RF (Radio Frequency) 코일 소자들을 포함하는 MRI 시스템에서, 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 적어도 하나의 코일 소자를 통하여 대상체에 인가되는 RF 펄스에 의하여 형성되는 자기장 (B1) 과 관련된 정보를 획득하는 방법에 있어서,

상기 복수 개의 RF 코일 소자들 각각에 의하여 형성된 B1 에 대한 제 1 정보를 획득하는 단계;

상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 두 개 이상의 조합에 의하여 형성된 B1에 대한 제 2 정보를 획득하는 단계; 및

상기 획득된 제 1 정보 및 상기 획득된 제 2 정보를 조합함으로써 상기 B1 에 대한 제 3 정보를 획득하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 B1 정보 획득 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 제 3 정보를 획득하는 단계는,

상기 제 2 정보를 이용하여, 상기 제 1 정보로부터 수신 RF 자기장 (B1-) 에 대한 위상 정보가 제거된 송신 RF 자기장 (B1+) 에 대한 위상 정보를 획득하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 B1 정보 획득 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 송신 RF 자기장 (B1+) 은, 상기 MRI 시스템의 주 자기장에 의해 자화된, 상기 대상체에 포함되는 적어도 한 종류의 원자핵의 자화 벡터가 회전하는 방향과 같은 방향으로 회전하는 자기장 성분인 것을 특징으로 하는 B1 정보 획득 방법.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 획득된 제 1 정보 및 상기 획득된 제 2 정보를 조합함으로써, 상기 수신 RF 자기장 (B1-) 에 대한 위상 정보를 획득하는 단계를 더 포함하고,

상기 수신 RF 자기장 (B1-) 은, B1+ 의 반대 방향으로 회전하는 자기장 성분인 것을 특징으로 하는 B1 정보 획득 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 복수 개의 RF 코일 소자들 각각에 의하여 형성된 B1 에 대한 제 1 정보를 획득하는 단계는,

(a) 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 어느 하나의 RF 코일 소자를 선택하는 단계;

(b) 상기 선택된 RF 코일 소자를 통하여 상기 대상체를 향하여 상기 RF 펄스를 인가하는 단계; 및

(c) 상기 대상체로부터 수신되는 응답 신호에 기초하여 상기 제 1 정보를 획득하는 단계를 포함하고,

상기 (a) 내지 (c)의 단계는 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 각각에 대하여 수행되는 것을 특징으로 하는 B1 정보 획득 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 정보는, 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 각각에 의하여 형성된 송신 RF 자기장 (B1+) 의 위상 정보와, 수신 RF 자기장 (B1-) 의 위상 정보를 포함하는 것을 특징으로 하는 B1 정보 획득 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 두 개 이상의 조합에 의하여 형성된 B1에 대한 제 2 정보를 획득하는 단계는,

상기 대상체를 향하여 상기 RF 펄스를 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 두 개 이상의 조합을 통하여 동시에 인가하는 단계; 및

상기 대상체로부터 수신되는 응답 신호에 기초하여 상기 제 2 정보를 획득하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 B1 정보 획득 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 두 개 이상의 조합에 의하여 형성된 B1에 대한 제 2 정보를 획득하는 단계는,

상기 복수 개의 RF 코일 소자들 전부를 동시에 구동하여 형성된 B1 에 대한 제 2 정보를 획득하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 B1 정보 획득 방법.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 제 2 정보는, 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 두 개 이상의 조합에 의하여 형성된 송신 RF 자기장 (B1+) 의 위상 정보와, 수신 RF 자기장 (B1-) 의 위상 정보를 포함하는 것을 특징으로 하는 B1 정보 획득 방법.

청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 MRI 시스템은 3 테슬라 (T) 이상의 고자기장을 이용하는 MRI 시스템인 것을 특징으로 하는 B1 정보 획득 방법.

청구항 11

복수 개의 RF (Radio Frequency) 코일 소자들을 포함하는 MRI 시스템에서, 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 적어도 하나의 코일 소자를 통하여 대상체에 인가되는 RF 펄스에 의하여 형성되는 자기장 (B1) 과 관련된 정보를 획득하는 장치에 있어서,

상기 복수 개의 RF 코일 소자들을 제어하는 제어부를 포함하고,

상기 제어부는,

상기 복수 개의 RF 코일 소자들 각각을 구동함으로써 형성되는 B1 에 대한 제 1 정보를 획득하는 제 1 정보 획득부;

상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 두 개 이상의 조합에 의하여 형성된 B1에 대한 제 2 정보를 획득하는 제 2 정보 획득부; 및

상기 획득된 제 1 정보 및 상기 획득된 제 2 정보를 조합함으로써, 상기 B1 에 대한 제 3 정보를 획득하는 제 3 정보 획득부를 포함하는 것을 특징으로 하는, B1 정보 획득 장치.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 제 3 정보 획득부는,

상기 제 2 정보를 이용하여, 상기 제 1 정보로부터 수신 RF 자기장 (B1-) 에 대한 위상 정보가 제거된 송신 RF 자기장 (B1+) 에 대한 위상 정보를 획득하는 것을 특징으로 하는 B1 정보 획득 장치.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 송신 RF 자기장 (B1+) 은, 상기 MRI 시스템의 주 자기장에 의해 자화된, 상기 대상체에 포함되는 적어도 한 종류의 원자핵의 자화 벡터가 회전하는 방향과 같은 방향으로 회전하는 자기장 성분인 것을 특징으로 하는 B1 정보 획득 장치.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 획득된 제 1 정보 및 상기 획득된 제 2 정보를 조합함으로써, 수신 RF 자기장 (B1-) 에 대한 위상 정보를 획득하는 B1- 정보 획득부를 더 포함하고,

상기 수신 RF 자기장 (B1-) 은, B1+ 의 반대 방향으로 회전하는 자기장 성분인 것을 특징으로 하는 B1 정보 획득 장치.

청구항 15

제 11 항에 있어서,

상기 제 1 정보 획득부는,

상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 어느 하나의 RF 코일 소자를 선택하는 선택부;

상기 선택된 RF 코일 소자를 통하여 상기 대상체를 향하여 상기 RF 펄스를 인가하는 RF 펄스 인가부;

상기 대상체로부터 응답 신호를 수신하는 수신부; 및

상기 복수 개의 RF 코일 소자들 각각에 대하여 수신된 상기 응답 신호에 기초하여 상기 제 1 정보를 획득하는 처리부를 포함하는 것을 특징으로 하는 B1 정보 획득 장치.

청구항 16

제 11 항에 있어서,

상기 제 1 정보는, 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 각각에 의하여 형성된 송신 RF 자기장 (B1+) 의 위상 정보와, 수신 RF 자기장 (B1-) 의 위상 정보를 포함하는 것을 특징으로 하는 B1 정보 획득 장치.

청구항 17

제 11 항에 있어서,

상기 제 2 정보 획득부는,

상기 대상체를 향하여 상기 RF 펄스를 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 두 개 이상의 조합을 통하여 동시에 인가하는 RF 펄스 인가부;

상기 대상체로부터 응답 신호를 수신하는 수신부; 및

상기 응답 신호에 기초하여 상기 제 2 정보를 획득하는 처리부를 포함하는 것을 특징으로 하는 B1 정보 획득 장치.

청구항 18

제 11 항에 있어서,

상기 제 2 정보 획득부는,

상기 복수 개의 RF 코일 소자들 전부를 동시에 구동함으로써 형성되는 B1 에 대한 제 2 정보를 획득하는 것을 특징으로 하는 B1 정보 획득 장치.

청구항 19

제 11 항에 있어서,

상기 제 2 정보는, 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 두 개 이상의 조합에 의하여 형성된 송신 RF 자기장 (B1+) 의 위상 정보와, 수신 RF 자기장 (B1-) 의 위상 정보를 포함하는 것을 특징으로 하는 B1 정보 획득 장치.

청구항 20

제 11 항에 있어서,

상기 MRI 시스템은 3 테슬라 (T) 이상의 고자기장을 이용하는 MRI 시스템인 것을 특징으로 하는 B1 정보 획득 장치.

청구항 21

제 1 항의 B1 정보 획득 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 MRI 시스템에서 RF 펄스에 의하여 생성되는 자기장 (B1) 에 대한 정보를 획득하는 방법 및 장치에 관한 것으로서, 구체적으로는 복수 개의 RF 코일 소자들 중 두 개 이상의 조합에 의하여 형성된 B1 정보에 대한 정보를 고려한 B1 맵을 획득하는 기술에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] MRI (Magnetic Resonance imaging) 장치는 비침습적이고(noninvasive), CT 장치에 비하여 조직의 대조도가 우수하며, 골조직에 의한 아티팩트(artifact)가 발생하지 않는다는 장점이 있다. 또한 MRI 시스템은 대상체의 위치 변화 없이도 원하는 방향에 따라 다양한 단면을 촬영할 수 있으므로 널리 이용된다.

[0003] MRI 장치는 대상체의 조직들간의 특성 차이를 이용하여 MR 영상 (Magnetic Resonance image) 을 생성한다. 즉, MRI 장치는 대상체의 조직들간의 자기 공명 특성 차이를 MR 영상에 반영하여 검사자가 MR 영상에서 조직들을 용이하게 구분할 수 있게 한다.

[0004] MRI 장치에서 RF (Radio Frequency) 펄스에 의해 생성되는 자기장 (B1) 의 균일도는 MR 영상의 균일도에 영향을 미친다. 따라서, RF 펄스에 의해 형성되는 자기장 (B1) 의 균일도를 높이기 위해 B1 쉬밍 (shimming) 이라는 기술이 사용된다. B1 쉬밍은 한 개의 회로 구조가 아닌 복수의 코일 소자를 포함하는 RF 송신 코일에 포함되는 각각의 코일 소자를 서로 다른 크기와 위상을 갖는 구동 신호로 구동함으로써 B1 의 균일도를 높이는 기술을 포함할 수 있다. B1 쉬밍을 하기 위해서는 B1 의 공간적 분포를 미리 측정해야 하는데, 이를 일반적으로 B1 매핑 (mapping) 이라 한다.

[0005] 한편, RF 펄스에 의해 생성되는 자기장 (B1) 은 시계 방향으로 회전하는 송신 RF 자기장 (B1+) 성분과 반시계 방향으로 회전하는 수신 RF 자기장 (B1-) 성분으로 분해할 수 있다. 이 두 자기장 성분 중 B1+ 자기장은 자화 벡터에 대해 핵자기공명 현상을 일으킴으로써, 자화 벡터를 횡평면으로 눕게 한다.

[0006] 자화 벡터가 횡평면에 눕게 되면 자화 벡터는 횡평면에서 라모어 (Larmor) 주파수로 회전하게 되고 자화 벡터의 회전은 패러데이(Faraday) 법칙에 의해 수신용 RF 코일에 기전력을 발생한다. 이 때 수신용 RF 코일에 의해 수신되는 MR 신호는 수신용 RF 코일이 형성하는 B1- 자기장에 영향을 받는다.

[0007] 즉, MRI 시스템에 있어서, RF 신호 송신 모드에서는 송신용 RF 코일에 의해 형성되는 B1+ 가, 그리고 RF 신호 수신 모드에서는 수신용 RF 코일에 의해 형성되는 B1- 가 MR 신호 형성에 기여를 한다.

[0008] 송신 RF 자기장 (B1+) 은 MRI 시스템에서 RF 코일을 통하여 RF 펄스가 대상체에 인가될 때, 대상체에 포함되는

적어도 한 종류의 원자핵의 자화 벡터를 주 자기장 방향으로부터 회전시킴으로써 실질적으로 자기 공명을 일으키는 자기장이다.

[0009] 따라서, MRI 시스템에서 높은 품질의 MR 영상을 획득하기 위해서는 B1- 의 형성을 최대한 억제하고 B1+ 을 세게 형성하는 것이 요구된다. 또한, 균일한 B1+ 를 형성하기 위해서는 B1+ 의 크기 및 위상의 공간적 분포를 정확히 측정하는 것이 요구된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0010] 본 발명은 RF 코일을 통해 대상체에 RF 펄스를 인가함으로써 대상체 내에 형성되는 B1+ 의 위상 분포를 획득할 수 있는 B1 정보 획득 방법 및 장치를 제공한다.

과제의 해결 수단

[0011] 본 발명의 일 실시예에 따른, 복수 개의 RF (Radio Frequency) 코일 소자들을 포함하는 MRI 시스템에서, 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 적어도 하나의 코일 소자를 통하여 대상체에 인가되는 RF 펄스에 의하여 형성되는 자기장 (B1) 과 관련된 정보를 획득하는 방법은, 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 각각에 의하여 형성된 B1 에 대한 제 1 정보를 획득하는 단계; 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 두 개 이상의 조합에 의하여 형성된 B1에 대한 제 2 정보를 획득하는 단계; 및 상기 획득된 제 1 정보 및 상기 획득된 제 2 정보를 조합함으로써,상기 B1 에 대한 제 3 정보를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

[0012] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 제 3 정보를 획득하는 단계는, 제 2 정보를 이용하여, 제 1 정보로부터 수신 RF 자기장 (B1-) 에 대한 위상 정보가 제거된 송신 RF 자기장 (B1+) 에 대한 위상 정보를 획득하는 단계를 포함 할 수 있다. 이 때, 송신 RF 자기장 (B1+) 은, MRI 시스템의 주 자기장에 의해 자화된, 상기 대상체에 포함되는 적어도 한 종류의 원자핵의 자화 벡터가 회전하는 방향과 같은 방향으로 회전하는 자기장 성분일 수 있다.

[0013] 본 발명의 일 실시예에 따른 B1 정보 획득 방법은, 획득된 제 1 정보 및 획득된 제 2 정보를 조합함으로써, 수신 RF 자기장 (B1-) 에 대한 위상 정보를 획득하는 단계를 더 포함할 수 있다. 이 때, 수신 RF 자기장 (B1-) 은, B1+ 의 반대 방향으로 회전하는 자기장 성분일 수 있다.

[0014] 본 발명의 일 실시예에 따른 B1 정보 획득 방법은, 복수 개의 RF 코일 소자들 각각에 의하여 형성된 B1 에 대한 제 1 정보를 획득하는 단계는, (a) 복수 개의 RF 코일 소자들 중 어느 하나의 RF 코일 소자를 선택하는 단계; (b) 선택된 RF 코일 소자를 통하여 상기 대상체를 향하여 상기 RF 펄스를 인가하는 단계; 및 (c) 대상체로부터 수신되는 응답 신호에 기초하여 상기 제 1 정보를 획득하는 단계를 포함하고, (a) 내지 (c)의 단계는 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 각각에 대하여 수행될 수 있다.

[0015] 본 발명의 일 실시예에 따른 제 1 정보는, 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 각각에 의하여 형성된 송신 RF 자기장 (B1+) 의 위상 정보와, 수신 RF 자기장 (B1-) 의 위상 정보를 포함할 수 있다.

[0016] 본 발명의 일 실시예에 따른 복수 개의 RF 코일 소자들 중 두 개 이상의 조합에 의하여 형성된 B1에 대한 제 2 정보를 획득하는 단계는, 대상체를 향하여 RF 펄스를 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 두 개 이상의 조합을 통하여 동시에 인가하는 단계; 및 대상체로부터 수신되는 응답 신호에 기초하여 상기 제 2 정보를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

[0017] 본 발명의 일 실시예에 따른 복수 개의 RF 코일 소자들 중 두 개 이상의 조합에 의하여 형성된 B1에 대한 제 2 정보를 획득하는 단계는, 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 전부를 동시에 구동하여 형성된 B1 에 대한 제 2 정보를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

[0018] 본 발명의 일 실시예에 따른 제 2 정보는, 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 두 개 이상의 조합에 의하여 형성된 송신 RF 자기장 (B1+) 의 위상 정보와 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 두 개 이상의 조합에 의하여 형성된 상기 수신 RF 자기장 (B1-) 의 위상 정보를 포함할 수 있다.

[0019] 본 발명의 일 실시예에 따른 MRI 시스템은 3 테슬라 (T) 이상의 고자기장을 이용하는 MRI 시스템일 수 있다.

[0020] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 복수 개의 RF (Radio Frequency) 코일 소자들을 포함하는 MRI 시스템에서, 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 적어도 하나의 코일 소자를 통하여 대상체에 인가되는 RF 펄스에 의하여 형

성되는 자기장 (B1) 과 관련된 정보를 획득하는 장치는, 상기 복수 개의 RF 코일 소자들을 제어하는 제어부를 포함하고, 상기 제어부는, 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 각각을 구동함으로써 형성되는 B1 에 대한 제 1 정보를 획득하는 제 1 정보 획득부; 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 두 개 이상의 조합에 의하여 형성된 B1에 대한 제 2 정보를 획득하는 제 2 정보 획득부; 및 상기 획득된 제 1 정보 및 상기 획득된 제 2 정보를 조합함으로써, 상기 B1 에 대한 제 3 정보를 획득하는 제 3 정보 획득부를 포함할 수 있다.

[0021] 본 발명의 일 실시예에 따른 제 3 정보 획득부는, 상기 제 2 정보를 이용하여, 상기 제 1 정보로부터 수신 RF 자기장 (B1-) 에 대한 위상 정보가 제거된 송신 RF 자기장 (B1+) 에 대한 위상 정보를 획득할 수 있다.

[0022] 본 발명의 일 실시예에 따른 제어부는, 획득된 제 1 정보 및 획득된 제 2 정보를 조합함으로써, 수신 RF 자기장 (B1-) 에 대한 위상 정보를 획득하는 B1- 정보 획득부를 더 포함할 수 있다.

[0023] 본 발명의 일 실시예에 따른 제 1 정보 획득부는, 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 어느 하나의 RF 코일 소자를 선택하는 선택부; 상기 선택된 RF 코일 소자를 통하여 상기 대상체를 향하여 상기 RF 펄스를 인가하는 RF 펄스 인가부; 상기 대상체로부터 응답 신호를 수신하는 수신부; 및 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 각각에 대하여 수신된 상기 응답 신호에 기초하여 상기 제 1 정보를 획득하는 처리부를 포함할 수 있다.

[0024] 본 발명의 일 실시예에 따른 제 1 정보는, 복수 개의 RF 코일 소자들 각각에 의하여 형성된 송신 RF 자기장 (B1+) 의 위상 정보와, 수신 RF 자기장 (B1-) 의 위상 정보를 포함할 수 있다.

[0025] 본 발명의 일 실시예에 따른 제 2 정보 획득부는, 상기 대상체를 향하여 상기 RF 펄스를 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 두 개 이상의 조합을 통하여 동시에 인가하는 RF 펄스 인가부; 상기 대상체로부터 응답 신호를 수신하는 수신부; 및 상기 응답 신호에 기초하여 상기 제 2 정보를 획득하는 처리부를 포함할 수 있다.

[0026] 본 발명의 일 실시예에 따른 제 2 정보 획득부는, 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 전부를 동시에 구동함으로써 형성되는 상기 제 2 정보를 획득할 수 있다.

[0027] 본 발명의 일 실시예에 따른 제 2 정보는, 상기 복수 개의 RF 코일 소자들 중 두 개 이상의 조합에 의하여 형성된 송신 RF 자기장 (B1+) 의 위상 정보와, 수신 RF 자기장 (B1-) 의 위상 정보를 포함할 수 있다.

[0028] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체는 상술한 B1 정보 획득 방법을 구현하기 위한 프로그램을 기록할 수 있다.

발명의 효과

[0029] 본 발명에 따르면, 복수 개의 RF 코일 소자들을 포함하는 MRI 시스템에서 대상체 상에 형성되는 B1 맵을 정확하게 획득할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0030] 본 발명은, 다음의 자세한 설명과 그에 수반되는 도면들의 결합으로 쉽게 이해될 수 있으며, 참조 번호 (reference numerals) 들은 구조적 구성요소 (structural elements) 를 의미한다.

도 1 은 MRI 시스템을 설명하기 위한 도면이다.

도 2 는 본 발명의 일 실시예에 따른 B1 정보 획득 장치의 블록도이다.

도 3 은 본 발명의 일 실시예에 따른 B1 정보 획득 방법의 흐름도이다.

도 4 는 본 발명의 일 실시예에 따른 B1 정보 획득 방법에 있어서, B1 에 대한 제 1 정보를 획득하는 단계를 설명하기 위한 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0031] 본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 판례, 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.

[0032] 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, 명세서에 기재된 "...부" 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어 또는 소프트웨어로 구현되거나 하드웨어와 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.

[0033] 명세서 전체에서 "대상체"는 신체 또는 동물 내 각종 기관, 신체 또는 동물 내 특정 부위일 수 있다. 또한, 대상체는 팬텀 (phantom) 일 수 있으며, 팬텀은 생물의 밀도와 실효 원자 번호에 아주 근사한 부피를 갖는 물질을 의미한다. 예를 들어, 팬텀은 신체와 유사한 성질을 갖는 구 (sphere) 형태의 물 팬텀일 수 있다.

[0034] 명세서 전체에서 "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.

[0035] 명세서 전체에서 "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.

[0036] 명세서 전체에서 "펄스 시퀀스 모식도" 란, MRI 시스템 내에서 일어나는 사건 (event) 들의 순서를 설명한다. 예를 들어, 펄스 시퀀스 모식도란 RF 펄스, 경사 자장, 에코 RF 신호 중 적어도 하나를 시간에 따라 보여주는 모식도일 수 있다.

[0037] 도 1 은 MRI 시스템 (100) 을 설명하기 위한 도면이다.

[0038] 도 1 을 참조하면, 대상체 (105) 는 외부 RF 신호가 차폐된 쉴드 룸 내의 원통형 갠트리 (gantry) 에서 검진을 받게 되는데, 갠트리 내에는 주 자석 (main magnet) (10) 에 의해 주 자기장 (B0) 이 형성되며, 경사 (gradient) 코일 (20) 에 의해 경사 자계 펄스 (magnetic field gradient pulse) 가 송신되어 경사 자기장 (magnetic gradient field) 이 형성된다.

[0039] 대상체의 외부에 주 자기장 (B0) 이 형성되면, 대상체 내 원자의 원자핵들은 주 자기장 (B0) 의 방향을 따라 세차 운동을 한다. 이 세차 운동의 주파수, 즉, 공명 주파수는 라모어 방정식 (Lamor equation) 에 따라 주 자기장 (B0) 의 세기에 비례한다. 이 때, 그 비례상수를 회전자계상수 (gyromagnetic ratio) 라 부른다.

[0040] 세차 운동을 하는 원자핵에 공명 주파수와 동일한 주파수의 전자파를 인가하면 원자핵은 공명현상을 일으켜 원자핵의 자화 벡터가 주 자기장 (B0) 과 수직한 방향으로 눕게 되고, 이 누운 자화 벡터는 MR 영상의 신호원이 될 수 있다. 즉, 공명 주파수로 세차 운동을 하는 원자핵을 향하여 공명 주파수와 동일한 주파수의 RF 펄스를 전송한 후 RF 펄스의 전송을 중단하면, 원자핵은 RF 펄스로부터 흡수하였던 에너지를 외부로 방출하고, 누운 자화 벡터는 인접해 있는 RF 코일에 전압신호를 유도한다. 이 전압신호를 통상 자기공명신호라 부른다.

[0041] 자기공명신호의 크기는 자화 벡터의 크기에 비례하고, 또 자화 벡터의 크기는 주 자기장 (B0) 의 강도에 비례하기 때문에 주 자기장 (B0) 의 강도를 크게 할수록 MR 영상의 신호대잡음비는 높아진다. MRI 시스템 (100) 은 원자핵으로부터 방출된 RF 신호를 이용하여 MR 영상을 획득할 수 있다.

[0042] 대상체 (105) 내의 자화 벡터를 공명시키기 위해 대상체 (105) 에 전자파를 인가하고, 공명으로 인해 수직평면에 누운 자화 벡터가 만드는 자기공명신호를 수신하기 위해 RF 코일 (30) 이 사용될 수 있다.

[0043] 한 개의 RF 코일이 RF 신호의 송신과 수신을 모두 수행할 수도 있고, 송신 전용의 RF 코일과 수신 전용의 RF 코일이 각각 RF 신호의 송신과 수신을 수행할 수 있다.

[0044] 송신 코일은 일반적으로 MRI 시스템 (100) 의 갠트리 내에 설치되기 때문에 인체가 들어 갈 수 있는 크기의 원통형 프레임 위에 만들어질 수 있다. 반면 수신코일은 대상체 (105) 에 부착하여 사용하는 경우가 많다. 따라서, 대상체 (105) 가 인체인 경우, 머리 코일, 목 코일, 허리 코일 등 인체의 부위별 형상에 따라 만드는 것이 일반적이다.

[0045] RF 코일 (30) 은 대상체 (105) 의 소정의 부위로부터 발생되는 RF 신호를 수신하여 쉴드 룸과는 분리된 오퍼레이팅 룸의 중앙 제어 장치 (50) 로 전달하고, RF 신호는 신호 처리 과정을 통해 최종적으로 MR 영상으로 변환될 수 있다. 이때, RF 펄스에 의해 발생되는 약한 자기장, 예를 들어 약 50mT 의 세기를 갖는 자기장을 B1 이라 한다.

[0046] 자기공명영상을 만들기 위해서는 세 종류의 자기장이 필요하다. 첫째로는 인체 내에 분포해 있는 원소 중 자기공명현상을 일으키는 원소, 즉 수소, 인, 나트륨 등의 원자핵을 자화시키기 위한 주 자기장이 필요하다. 두번째로는 공간적으로 선형적인 경사 자기장이 필요하다. 세번째로는 MR 영상 신호를 만들기 위해 자화된 원자핵의

자화 벡터를 횡평면으로 눕히기 위해서는 RF 자기장, 즉, B1 이 필요하다. 이 B1 을 만들기 위해서 RF 코일(30) 이 사용될 수 있다.

[0047] MRI 시스템에서 B1 의 균일도는 MR 영상의 균일도에 영향을 미친다. 따라서, RF 펄스에 의해 형성되는 자기장(B1) 의 균일도를 높이기 위해 B1 쉬밍 (shimming) 이라는 기술이 사용된다.

[0048] B1 쉬밍은 RF 송신 코일을 한 개의 회로 구조로 만들지 않고 독립된 코일 소자를 여러 개 사용하여 위상 배열 구조를 만든 뒤, 각각의 소형 코일 소자를 독자의 크기와 위상을 갖는 구동신호로 구동함으로써 촬영 부위 내 고주파 자계의 균일도를 높이는 기술이다. B1 쉬밍을 하기 위해서는 하나의 위상 배열 코일 소자를 단위 전류로 구동할 때 이 코일 소자가 형성하는 자기장의 분포를 미리 측정해야 하는데, 이를 일반적으로 B1 매핑이라 한다.

[0049] B1 의 공간적 분포를 측정하기 위해서는, B1 의 크기 분포뿐만 아니라 위상 분포도 측정해야 한다. B1 쉬밍을 하는데 있어서, RF 코일 소자를 구동하는 고주파 전류의 크기뿐만 아니라 위상도 제어해야 하기 때문이다. 각각의 코일 소자가 만드는 자기장의 합은 각각의 코일 소자를 흐르는 고주파 전류의 위상에 따라 서로 더해지거나 감해지면서 공간적으로 균일해질 수 있다.

[0050] 한편, RF 펄스에 의해 형성되는 자기장 (B1) 은 송신 RF 자기장 (B1+) 성분과 수신 RF 자기장 (B1-) 성분으로 분해할 수 있다. B1+ 는, MRI 시스템의 주 자기장에 의해 자화된, 대상체에 포함되는 적어도 한 종류의 원자핵 (예를 들어, 수소, 나트륨, 인 등) 의 자화 벡터가 회전하는 방향과 같은 방향으로 회전하는 자기장 성분일 수 있다. B1- 는 B1+ 의 반대 방향으로 회전하는 자기장 성분일 수 있다. 다시 말해서 B1+ 가 자화 벡터를 양의 방향으로 회전시키는 자계라면 B1- 는 B1+ 의 반대 방향인 음의 방향으로 자화 벡터를 회전시키는 자계이다. 예를 들어, 수소 원자 자화 벡터가 주 자기장에 대해 회전하는 방향이 양의 방향인 경우, 그 반대 방향이 음의 방향일 수 있다.

[0051] 저 (low) 자기장 MRI 시스템에서는 B1+ 와 B1- 의 크기와 위상이 거의 같지만, 3T 이상의 고 (high) 자기장 MRI 시스템에서는 B1+ 와 B1- 의 크기와 위상이 서로 크게 다를 수 있다.

[0052] RF 코일을 통하여 RF 펄스가 대상체에 인가되는 경우, 대상체 내에는 B1+ 뿐만 아니라 B1- 도 형성된다. 이 때, B1- 는 자기공명현상을 일으키는데 아무런 역할도 하지 않으므로 B1- 의 형성을 최대한 억제하고 B1+ 을 세게 형성하는 것이 요구된다.

[0053] B1- 의 형성을 최대한 억제하고 B1+ 를 크게 만들기 위한 방법으로는, 두 개의 RF 송신 코일을 90도의 위상차를 두고 구동시키는 quadrature 구동 방법 등이 있다. 예를 들어, 하나의 RF 송신 코일은 cos ωt 의 전류 파형으로, 다른 하나의 RF 송신 코일은 sin ωt 의 전류 파형으로 구동될 수 있다.

[0054] Quadrature 구동을 하게 되면, 이론적으로는 B1+ 만을 형성할 수 있어 RF 코일에 대한 송신 전력을 1/2로 줄일 수 있다. 그러나 3T 이상의 고 자기장 MRI 시스템에서는 quadrature 구동의 결과가 이론적인 값에서 차이가 많이 나게 된다.

[0055] 한편, B1 쉬밍에 의하면 각 코일 소자에 인가되는 전류의 크기와 위상을 자유롭게 제어함으로써 quadrature 구동보다 균일한 B1+ 를 형성할 수 있다.

[0056] RF 펄스가 인체에 인가되면 물 분자의 높은 유전율 (electrical permittivity) 때문에 RF 펄스의 파장이 매우 짧아진다. 따라서 대상체 상의 위치에 따라 B1+ 자계의 위상이 크게 달라질 수 있다. 그러므로 효율적인 B1 쉬밍을 하기 위해서는 B1+ 의 크기뿐만 아니라 위상의 분포도 정확하게 측정해야 한다.

[0057] 또한 B1+ 의 위상 분포를 알면 인체 내 전기전도도 (electrical conductivity) 분포를 계산할 수 있다. B1 은 인체에서 자기공명현상을 유발하지만 동시에 인체에 열이 축적되게 한다. B1 에 의해 체내에 축적된 열은 세포를 열적으로 파괴할 수 있으므로 환자에게 매우 해롭다.

[0058] B1 에 의한 인체 내 열 축적은 B1 뿐만 아니라 인체의 전기전도도에 의해서도 크게 영향을 받는다. 따라서, B1 에 의해 체내에 열이 축적되는 것을 예측하기 위해서는 인체 내 전기전도도 분포를 아는 것이 매우 중요하다. B1+ 의 위상 분포 정보로부터 인체 내 전기전도도 분포를 알면 MR 영상 촬영 시 환자의 체내에 축적되는 열 분포를 예측할 수 있다.

[0059] MR 영상 신호로부터 위상 보존 (phase preserving) 영상 재구성을 하게 되면 MR 영상 내의 한 화소 (pixel) 에 대응되는 B1 의 위상 (φ) 은 B1+ 의 위상 (φB1+) 과 B1- 의 위상 (φB1-) 의 합이 된다. 즉, B1 의 위상

(ϕ) 은 다음의 [수학식 1] 을 만족한다.

수학식 1

[0060] $$\Phi = \Phi_{B1+} + \Phi_{B1-}$$

[0061] 이 때, B1+ 의 위상과 B1- 의 위상이 같다고 가정하면, B1+ 의 위상 (ϕ_{B1+}) 은 다음의 [수학식 2] 와 같이 B1 의 위상 (ϕ) 으로부터 도출될 수 있다.

수학식 2

[0062] $$\Phi_{B1+} = \frac{\Phi}{2}$$

[0063] 1.5T 이하의 저 자기장 MRI 시스템에서는 B1+ 의 위상과 B1- 의 위상은 거의 같다고 가정할 수 있으므로, [수학식 2] 를 적용하여도 큰 오차가 없다. 그러나 3T 이상의 고 자기장 MRI 시스템에서는 [수학식 2] 를 적용하면 큰 오차가 발생한다. 특히 머리에 비해 크기가 큰 복부나 가슴 촬영을 하는 경우 [수학식 2] 를 통해 B1+ 의 위상 분포를 구하는 경우 큰 오차가 발생할 수 있다.

[0064] 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른 B1 정보 획득 방법에 의해 획득된 B1+ 위상 정보는, B1+ 의 공간적 균일도를 향상시키기 위한 B1 쉬밍 및 인체 내 전기전도도 분포를 영상으로 구하는 EPT (Electrical Property Tomography) 등에 이용될 수 있다.

[0065] RF 송신 코일은 B1+와 B1- 를 모두 형성할 수 있지만, B1+ 만이 RF 송신 코일로부터 RF 펄스가 인가된 원자핵에 대하여 핵 자기 공명을 일으킴으로써 원자핵의 자화 벡터를 횡평면으로 눕게 한다. 자화 벡터가 횡평면에 눕게 되면 자화 벡터는 횡평면에서 공진 주파수로 회전하게 되고 자화 벡터의 회전은 패러데이 (Faraday) 법칙에 의해 RF 수신 코일에 기전력을 발생한다.

[0066] 이 때 RF 수신 코일에서 수신되는 MR 신호는 RF 수신 코일이 형성하는 B1- 에 영향을 받는다. 즉, RF 펄스가 대상체에 인가되는 송신 모드에서는 RF 송신 코일의 B1+ 성분이, 그리고 대상체로부터 응답 신호가 수신되는 수신 모드에서는 RF 수신 코일의 B1- 성분이 MR 신호의 형성에 기여를 한다. RF 수신 코일이 수신한 신호를 RF 증폭기로 증폭한 뒤 라모어 주파수의 정현파로 복조 (demodulation) 하면 기저 대역 (base band) 의 MR 신호를 얻을 수 있다. 기저 대역의 MR 신호를 수신한 컴퓨터가 상기 MR 신호를 처리하여 MR 영상을 얻게 된다.

[0067] RF 송신 코일에 의해 형성되는 B1+ 의 공간적 균일도는 MR 영상의 균일도에 직접적으로 영향을 미치기 때문에 중요하다. 즉, MR 영상 내의 특정 화소의 밝기는 화소에 대응되는 대상체 상의 위치에서의 자화 벡터의 눕힘각에 영향을 받으며, 자화 벡터의 눕힘각은 B1+ 의 크기에 비례한다.

[0068] 균일한 B1+ 를 형성하기 위해서는 RF 코일의 형상의 설계가 중요하다. 예를 들어, RF 송신 코일로 널리 사용되는 새장형 (bird-cage) RF 코일은 고주파 자기장을 만드는 여러 개의 전선이 원통형 프레임 위에 균등각으로 배치되고, 이 전선들이 캐패시터로 결합되도록 생성된다. 새장형 RF 코일은 매우 균일한 B1 을 만들 수 있다. 그러나 3T 이상의 고 자기장에서는 MR 영상의 촬영 대상체에 의해 B1 의 균일도가 나빠질 수 있다. 따라서, 3T 이상의 고 자기장 MRI 시스템에서는 복수 개의 코일 소자로 이루어진 위상 배열 코일 (phased array coil) 을 사용해 B1 쉬밍을 수행함으로써 B1 의 균일도를 높일 수 있다.

[0069] 위상 배열 코일은 복수 개의 코일소자로 이루어져 있다. 각각의 코일 소자는 여러 가지 형태를 띨 수 있다. 예를 들어, 코일 소자는 micro-strip line 형태 또는 평면의 고리 (loop) 형태를 가질 수 있다. 각각의 코일 소자는 독립적인 구동이 가능하도록 설계되며 코일 소자 사이의 전기적 및 자기적 결합 (coupling) 이 최소화 되도록 설계된다. 코일 소자 간 전기적 혹은 자기적 결합이 있으면 어느 한 개의 코일 소자를 구동할 때 인접한 다른 코일 소자도 함께 구동이 되기 때문이다. 각각의 코일 소자를 구동하는 전류는 라모어 주파수로 진동하고, 서로 다른 크기 및 위상을 갖도록 독립적으로 제어될 수 있다. 코일 소자에 인가되는 전류의 크기 및 위상은 수

치제어발진기 (numerically controlled oscillator) 를 이용하여 제어될 수 있다.

[0070] 효과적인 B1 쉬밍을 위해서는 각각의 송신 코일 소자가 형성하는 B1+ 의 크기 및 위상의 공간적 분포가 필요하다. 따라서 B1+ 의 크기뿐만 아니라 위상의 분포를 정확하게 구하는 방법이 요구된다. 그러나, 종래에는 B1+ 의 위상과 B1- 의 위상의 합인 MR 신호의 위상으로부터 B1+ 의 위상과 B1- 의 위상을 식별하지 못하였다. 본 발명에 따르면 B1+ 의 위상 분포를 획득할 수 있다.

[0071] 도 2 는 본 발명의 일 실시예에 따른 B1 정보 획득 장치의 블록도이다.

[0072] 본 발명의 일 실시예에 따른 B1 정보 획득 장치 (200) 는 핵 자기 공명을 이용하여 대상체에 대한 MR 영상을 제공할 수 있는 MRI 시스템 (100) 과 물리적으로 분리된 장치이거나, 통합된 장치일 수 있다.

[0073] 도 2 에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 B1 정보 획득 장치 (200) 는 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 및 제어부 (220) 를 포함할 수 있다. 그러나 도시된 구성요소보다 많은 구성요소에 의해 B1 정보 획득 장치 (200) 가 구현될 수도 있고, 그보다 적은 구성요소에 의해서도 B1 정보 획득 장치 (200) 가 구현될 수 있다.

[0074] 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 은 RF 펄스를 대상체에 인가할 수 있다. 이 때, 대상체에 인가되는 RF 펄스는, 사용자의 입력에 기초하여 또는 메모리 (미도시) 에 저장된 RF 펄스 정보에 기초하여 또는 제어부 (220) 의 명령에 기초하여 생성되고 대상체에 인가될 수 있다. 또한, 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 은 대상체로부터 RF 펄스에 대응하는 응답 신호를 수신할 수 있다. 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 은 송신용 코일 소자 및/또는 수신용 코일 소자 및/또는 송수신용 코일 소자를 포함할 수 있다.

[0075] 제어부 (220) 는, B1 정보 획득 장치 (200) 의 전반적인 동작을 제어할 수 있다. 예를 들어, 제어부 (220) 는, 메모리 (미도시) 에 저장된 프로그램들을 실행함으로써, 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 을 개별적으로 제어할 수 있다. 더 나아가서는 제어부 (220) 는 MRI 시스템 (100) 의 전반적인 동작을 제어할 수 있다.

[0076] 또한, 제어부 (220) 는, 제 1 정보 획득부 (222), 제 2 정보 획득부 (224) 및 제 3 정보 획득부 (226) 를 포함할 수 있다. 제 1 정보 획득부 (222) 는, 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 각각을 구동함으로써 형성되는 B1 에 대한 제 1 정보를 획득할 수 있다.

[0077] 제 2 정보 획득부 (224) 는, 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 중 두 개 이상의 조합에 의하여 형성된 B1에 대한 제 2 정보를 획득할 수 있다.

[0078] 제 3 정보 획득부 (226) 는, 제 1 정보 획득부 (222) 에서 획득된 제 1 정보 및 제 2 정보 획득부 (224) 에서 획득된 제 2 정보를 조합함으로써, 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 중 적어도 하나에 의하여 형성되는 B1 에 대한 제 3 정보를 획득할 수 있다. 제 3 정보 획득부 (226) 는, 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 중 적어도 하나에 의하여 형성되는 송신 RF 자기장에 대한 위상 정보를 제 3 정보로서 획득할 수 있다. 예를 들어, 제 3 정보 획득부는, 제 2 정보를 이용하여, 제 1 정보로부터 수신 RF 자기장 (B1-) 에 대한 위상 정보가 제거된 송신 RF 자기장 (B1+) 에 대한 위상 정보를 제 3 정보로서 획득할 수 있다.

[0079] 본 발명의 일 실시예에 따른 제어부 (220) 는, 획득된 B1 정보에 기초하여 대상체에 대한 B1 의 공간적 분포를 나타내는 B1 맵을 생성하고 제공할 수도 있다. B1 맵은 RF 펄스에 의해 대상체 내에 형성되는 자기장의 크기 또는 위상 분포를 색상 또는 명암으로 표현한 영상을 포함할 수 있다.

[0080] 이하에서는 도 2 에 도시된 B1 정보 획득 장치 (200) 가 상기 구성을 이용하여 B1 정보를 획득하는 방법에 대해서 도 3 을 참조하여 자세히 살펴보기로 한다.

[0081] 도 3 은 본 발명의 일 실시예에 따른 B1 정보 획득 방법의 흐름도이다.

[0082] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 복수 개의 RF 코일 소자들을 포함하는 MRI 시스템 (100) 에서 RF 펄스에 의하여 형성되는 자기장 (B1) 과 관련된 정보를 획득할 수 있다. 이 때, MRI 시스템 (100) 은 3T 이상의 고 자기장을 이용하는 MRI 시스템일 수 있다.

[0083] 본 발명의 일 실시예에 따른 B1 정보 획득 장치 (200) 에 포함되는 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 은 각각 독립적인 구동이 가능하도록 설계될 수 있다.

[0084] 예를 들어, 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 중 i 번째 RF 코일 소자를 구동하는 전류의 크기 및 위상은 (ai, ϕi) 로 정의될 수 있다. 라모어 주파수 ωo 로 진동하는 전류 소스에서 cos ωo t 의 전류가 발생하는 경우, i 번째 RF 코일 소자는 제어부 (220) 에서 그 크기 및 위상이 제어된 전류 ai cos (ωo t + ϕi) 에 의해 구동될

수 있다.

[0085] 먼저, 단계 S310 에서 B1 정보 획득 장치 (200) 는 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 각각에 의하여 형성된 B1 에 대한 제 1 정보를 획득할 수 있다. 이 때, 제 1 정보는 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 중 어느 하나를 구동함으로써 형성되는 자기장과 관련된 정보일 수 있다. 예를 들어, B1 정보 획득 장치 (200) 에 의해 획득되는 제 1 정보는 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 중 어느 하나를 통해 소정의 RF 펄스를 대상체에 인가하고, 인가된 RF 펄스에 대해서 수신되는 응답 신호에 기초하여 획득된 정보일 수 있다. 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 중 어느 하나를 구동하는 방법과 관련하여서 이하에서 도 4 를 참조하여 설명한다.

[0086] 도 4 는 본 발명의 일 실시예에 따른 B1 정보 획득 방법에 있어서, B1 에 대한 제 1 정보를 획득하는 단계를 설명하기 위한 흐름도이다.

[0087] 단계 S410 에서 B1 정보 획득 장치 (200) 는 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 중 어느 하나의 RF 코일 소자를 선택할 수 있다.

[0088] 단계 S420 에서 B1 정보 획득 장치 (200) 는 단계 S410 에서 선택된 RF 코일 소자를 통하여 대상체를 향하여 소정의 RF 펄스를 인가할 수 있다.

[0089] 단계 S430 에서 B1 정보 획득 장치 (200) 는 대상체로부터 수신되는 응답 신호에 기초하여 B1 에 대한 제 1 정보를 획득할 수 있다.

[0090] 단계 S410 내지 S430 은 RF 코일에 대하여 복수 개의 RF 코일 소자들에 포함된 각각의 RF 코일에 대하여 반복하게 된다. 예를 들어, N 개의 RF 코일 소자들 중 제 1 RF 코일 소자에 대하여 단계 S410 내지 S430 이 수행되고, 제 2 RF 코일 소자에 대하여 단계 S410 내지 S430 이 수행되는 등 N 개의 RF 코일 소자들 각각에 대하여 단계 S410 내지 S430 이 수행될 수 있다.

[0091] 결과적으로, B1 정보 획득 장치 (200) 는 복수 개의 RF 코일 소자들 각각을 구동하여 형성되는 복수의 자기장에 대한 정보를 제 1 정보로서 획득할 수 있다.

[0092] 단계 S310 에서 인가된 RF 펄스에 대해서 수신되는 응답 신호는 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 중 적어도 하나를 통해 또는 별도의 수신 코일에 의해 수신될 수 있다. 또한, 제 1 정보는 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 각각에 의하여 형성된 송신 RF 자기장 (B1+) 의 위상 정보와, 수신 RF 자기장 (B1-) 의 위상 정보를 포함할 수 있다.

[0093] 예를 들어, B1 정보 획득 장치 (200) 는 N 개의 RF 코일 소자들을 포함할 수 있다. B1 정보 획득 장치 (200) 는 N 개의 RF 코일 소자들 중 i 번째 RF 코일 소자를 $\cos \omega_0 t$ 의 전류로 구동하고 나머지 RF 코일 소자에 크기가 0 인 입력을 인가함으로써 대상체로부터 발생되는 응답 신호를 수신할 수 있다.

[0094] B1 정보 획득 장치 (200) 는 수신된 응답 신호를 저잡음 증폭기 (low noise amplifier, LNA) 로 증폭하여 MR 신호 Si 를 생성할 수 있다. B1 정보 획득 장치 (200) 는 생성된 Si 로부터 위상 보존 영상 재구성법을 이용하여 MR 영상 정보 Ii (x, y) 를 획득할 수 있다. 이 때, MR 영상 정보 Ii (x, y) 의 위상 ϕ_i (x, y) 는 다음의 [수학식 3] 으로 표현될 수 있다.

수학식 3

[0095] $$\phi_i(x, y) = \phi_{TX,i}(x, y) + \phi_{RX}(x, y)$$

[0096] 상기 [수학식 3] 에서 $\phi_{TX,i}$ (x, y) 는 i 번째 RF 코일 소자가 형성하는 B1+ 의 위상 분포를 나타내며, ϕ_{RX} (x, y) 는 수신 코일이 만드는 B1- 의 위상 분포를 나타낼 수 있다. 이 때, ϕ_{RX} (x, y) 는 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 중 어떤 코일 소자를 구동하였는지 여부에 관계 없이, 수신 코일이 MR 영상 신호를 수신할 때 공통적으로 포함되는 위상값이다.

[0097] N 개의 RF 코일 소자들 각각에 대해서 측정된 N 개의 위상 분포는 N 개의 [수학식 3] 으로 표현될 수 있다. 예를 들어, ϕ_1 (x, y) 은 $\phi_{TX,1}$ (x, y) + ϕ_{RX} (x, y) 로 표현되고, ϕ_2 (x, y) 는 $\phi_{TX,2}$ (x, y) + ϕ_{RX} (x, y) 로 표현되는 것과 같이 총 N 개의 위상 분포 (ϕ_1 (x, y)내지 ϕ_N (x, y)) 가 [수학식 3] 의 형태로 표현될 수 있

다.

[0098] RF 코일 소자들 각각에 대한 위상 성분 (예컨대, N개의 $\Phi_{TX,i}(x, y)$ 성분들과 1개의 $\Phi_{RX}(x, y)$ 성분) 을 획득하기 위해서는 1 개의 수식이 더 필요할 수 있다. 총 N 개의 [수학식 3] 에 포함된 변수가 N+1개 (예컨대, N개의 $\Phi_{TX,i}(x, y)$ 성분들과 1개의 $\Phi_{RX}(x, y)$ 성분) 이기 때문이다.

[0099] 다시 말해서, 각각의 위상 성분 (예컨대, N개의 $\Phi_{TX,i}(x, y)$ 성분들과 1개의 $\Phi_{RX}(x, y)$ 성분) 을 획득하기 위해서는 추가적인 정보가 요구된다. 이러한 추가적인 정보는 단계 320 에서 획득될 수 있다.

[0100] 단계 S320 에서 B1 정보 획득 장치 (200) 는 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 중 두 개 이상의 조합에 의하여 형성된 B1에 대한 제 2 정보를 획득할 수 있다.

[0101] 예를 들어, 제 2 정보는 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 중 선택된 두 개 이상의 코일 소자들을 통하여 대상체에 인가된 소정의 펄스에 대해서 수신되는 MR 신호에 기초하여 획득된 정보일 수 있다. 예를 들어, 제 2 정보는 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 전부를 동시에 구동함으로써 형성되는 자기장과 관련된 정보일 수 있다. 또한, 제 2 정보는 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 중 두 개 이상의 조합에 의하여 형성된 송신 RF 자기장 (B1+) 의 위상 정보와, 수신 RF 자기장 (B1-) 의 위상 정보 를 포함할 수 있다.

[0102] 예를 들어, 단계 S310 에서 i 번째 RF 코일 소자를 $\cos \omega_0 t$ 의 전류로 구동한 것에 대응하여, N 개의 RF 코일 소자들 전부에 전류 $\frac{1}{N}\cos\omega_0 t$ 를 동시에 인가할 수 있다. B1 정보 획득 장치 (200)는 수신된 응답 신호를 저잡음 증폭기로 증폭하여 MR 신호 S_{total} 을 생성하고, S_{total} 로부터 위상 보존 영상 재구성법을 이용하여 MR 영상 정보 $I_{total}(x, y)$ 를 획득할 수 있다. 이 때, MR 영상 정보 $I_{total}(x, y)$ 의 위상 $\Phi_{total}(x, y)$ 는 다음의 [수학식 4] 로 표현될 수 있다.

수학식 4

[0103]
$$\phi_{total}(x, y) = \phi_{TX,total}(x, y) + \phi_{RX}(x, y)$$

[0104] 상기 [수학식 4] 에서 $\Phi_{TX,total}(x, y)$ 은 N 개의 RF 코일 소자들을 동시에 구동함으로써 형성되는 B1+ 의 위상 분포를 나타내며, $\Phi_{RX}(x, y)$ 는 수신 코일이 만드는 B1- 의 위상 분포를 나타낼 수 있다.

[0105] 단계 S330 에서 B1 정보 획득 장치 (200) 는 단계 S310 및 단계 S320 에서 획득된 제 1 정보 및 제 2 정보를 이용하여 B1 과 관련된 제 3 정보를 획득할 수 있다. 예를 들어, 제 3 정보는 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 중 적어도 하나의 코일 소자에 의하여 형성되는 송신 RF 자기장 (B1+) 에 대한 위상 정보를 포함할 수 있다. 단계 S330 은, 단계 S310 및 단계 S320 에서 획득된 제 1 정보 및 제 2 정보를 조합하는 단계 및 조합된 결과에 따라, B1+의 위상 정보 및 B1- 의 위상 정보를 획득하는 단계를 포함할 수 있다. 이 때, "정보의 조합" 이란 수학적 연산 등을 포함할 수 있다.

[0106] 단계 S330 에서 획득되는 정보는 복수 개의 RF 코일 소자들 (210) 각각에 의하여 형성된 B1+ 의 위상 정보를 포함할 수 있다. 또한, B1 정보 획득 장치 (200) 는 단계 S310 및 단계 S320 에서 획득된 제 1 정보 및 제 2 정보를 조합함으로써 B1- 에 대한 위상 정보를 더 획득할 수 있다. 예를 들어, B1 정보 획득 장치 (200) 는, 제 2 정보를 이용하여, 제 1 정보로부터 수신 RF 자기장 (B1-) 에 대한 위상 정보가 제거된 송신 RF 자기장 (B1+) 에 대한 위상 정보를 제 3 정보로서 획득할 수 있다.

[0107] 예를 들어, 측정된 B1 맵들의 크기-위상 관계로부터 다음의 [수학식 5] 를 도출할 수 있다.

수학식 5

[0108] $$\left| B_{1,\,total}^{+}(x,y) \right| \cos\left(\phi_{total}(x,y)\right) =$$

[0109] $$\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} \left| B_{1,\,i}^{+}(x,y) \right| \cos\left(\phi_{i}(x,y)\right)$$

[0110] 상기 [수학식 5] 에서 $\left| B_{1,\,i}^{+}(x,y) \right|$ 는 i 번째 RF 코일 소자만 cos $\omega_0 t$ 로 구동했을 때 형성되는 B1+ 의 크기 분포를 나타낸다. $\left| B_{1,\,total}^{+}(x,y) \right|$ 는 N 개의 RF 코일 소자를 모두 $\frac{1}{N}\cos w_0 t$ 로 구동했을 때 형성되는 B1+ 의 크기 분포를 나타낸다.

[0111] [수학식 3] 내지 [수학식 5] 를 수학적으로 연산하면, N+1 개의 위상 분포 즉, $\Phi_{TX,1}$ (x, y), ..., $\Phi_{TX,N}$ (x, y) 와 Φ_{RX} (x, y) 를 구할 수 있다. 즉, N 개의 송신 코일 소자가 만드는 B1+ 의 위상 분포와 수신 코일이 만드는 B1- 의 위상 분포를 구할 수 있다. 상술한 예에서, B1 정보 획득 장치 (200) 는 N 개의 송신 코일 소자가 만드는 B1+ 의 위상 분포를 제 3 정보로서 획득할 수 있다.

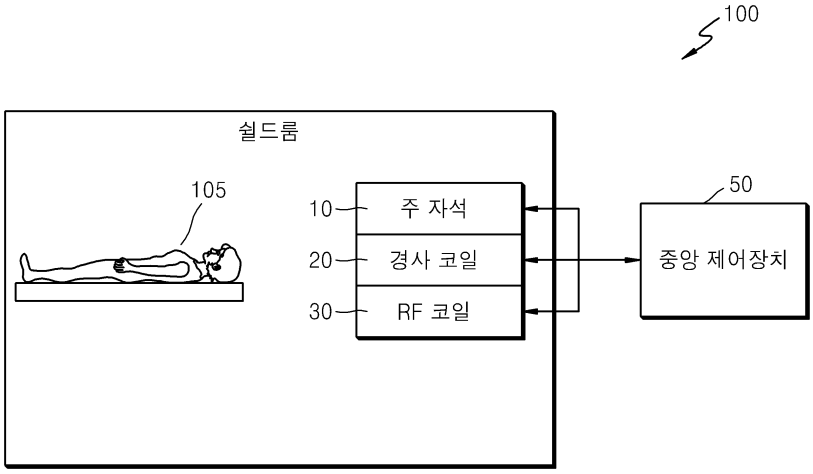
[0112] 상술한 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 B1 정보 획득 방법에 의하면, B1+ 위상 정보를 획득할 수 있다. 획득된 B1+ 위상 정보는, B1+ 의 공간적 균일도를 향상시키기 위한 B1 쉬밍 및 인체 내 전기전도도 분포를 영상으로 구하는 EPT (Electrical Property Tomography) 등에 이용될 수 있다.

[0113] 또한, 본 발명의 다른 일 실시예에 따른 MRI 시스템은, 상술한 방법들에 의해 B1+ 맵을 획득하고, 획득된 B1+ 맵에 기초하여 B1 쉬밍을 할 수 있다. 획득된 B1+ 맵에 기초하여 RF 코일 소자를 구동하는 고주파 전류를 제어함으로써, 원하는 B1 + 맵이 획득될 때까지 고주파 전류의 진폭 또는 위상을 조절할 수 있다. 예를 들어, MRI 시스템은 대상체 상에 B1+ 가 균일하게 분포하도록 B1 쉬밍을 할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 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.

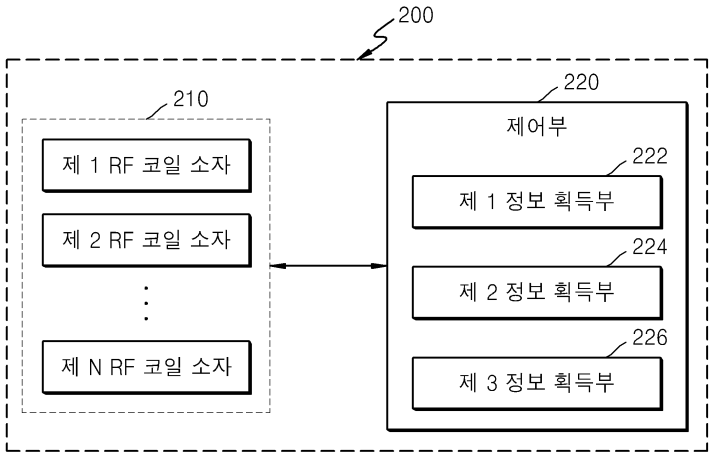
[0114] 이상에서 본 발명의 실시예에 대하여 상세하게 설명하였지만 본 발명의 권리범위는 이에 한정되는 것은 아니고 다음의 청구범위에서 정의하고 있는 본 발명의 기본 개념을 이용한 당업자의 여러 변형 및 개량 형태 또한 본 발명의 권리범위에 속한다.

도면

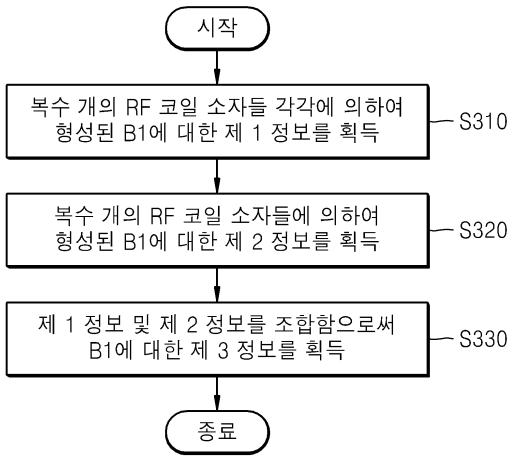
도면1



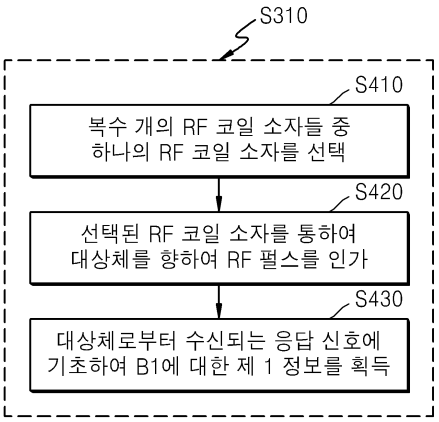
도면2



도면3



도면4


S310
S410
복수 개의 RF 코일 소자들 중
하나의 RF 코일 소자를 선택
S420
선택된 RF 코일 소자를 통하여
대상체를 향하여 RF 펄스를 인가
S430
대상체로부터 수신되는 응답 신호에
기초하여 B1에 대한 제 1 정보를 획득