



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년11월03일

(11) 등록번호 10-1565678

(24) 등록일자 2015년10월28일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

G01R 33/38 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-0015376

(22) 출원일자 2014년02월11일

심사청구일자 2014년02월11일

(65) 공개번호 10-2014-0101696

(43) 공개일자 2014년08월20일

(30) 우선권주장

10 2013 202 217.4 2013년02월12일 독일(DE)

(56) 선행기술조사문현

JP2001258865 A*

JP2000262490 A

US20110080168 A1

*는 심사관에 의하여 인용된 문현

(73) 특허권자

지멘스 액티엔게젤샤프트

독일 뮌헨 80333 비델스파허프라쓰 2

(72) 발명자

팝페슈, 스테판

독일 91056 애를랑겐 알브레흐-듀어러-스트라쎄

19

(74) 대리인

양영준, 백만기, 정은진

전체 청구항 수 : 총 21 항

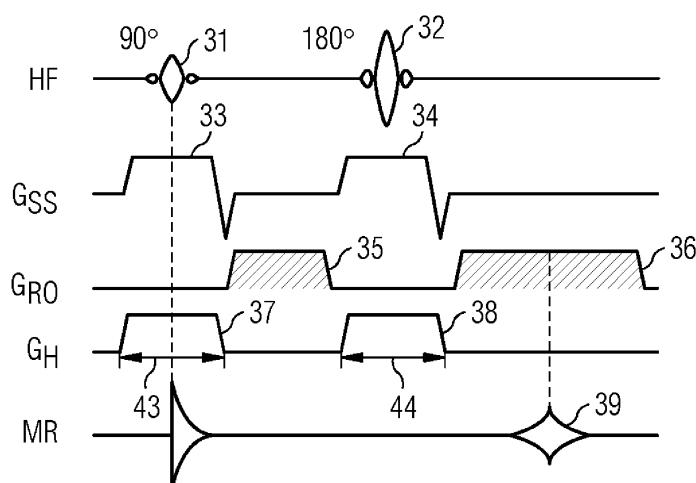
심사관 : 양찬호

(54) 발명의 명칭 펄스화된 보상 자계 경사를 갖는 MR 시스템

(57) 요약

MR 이미징 시퀀스로 MR 시스템의 측정 필드 내에서 검사 대상의 검사 영역 내의 MR 신호를 검출하기 위해, 분극 필드 B0로 검사 대상 내의 자화가 생성된다. MR 시스템은 측정 필드에 걸친 제1 필드 불균질성을 갖는 분극 필드 B0를 생성하는 자석을 갖는다. 적어도 하나의 RF 필스(31, 32)가 검사 영역 내에 방사된다. MR 신호의 공간 코딩을 위해 적어도 하나의 제1 자계 경사(33-36)가 스위칭된다. MR 이미징 시퀀스의 지속기간에 걸쳐 달라지는 시변 전류에 의해 생성되며, 이미징 시퀀스의 총 지속기간보다 짧은 보상 기간(43, 44)에 걸쳐 스위칭되어, 제1 필드 불균질성이 보상 기간(43, 44) 동안 측정 필드에 걸쳐 더 낮은 제2 필드 불균질성으로 감소되게 하는 적어도 하나의 펄스화된 보상 자계 경사(37, 38)가 스위칭된다.

대표 도 - 도3



명세서

청구범위

청구항 1

MR 이미징 시퀀스로 MR 시스템의 측정 필드(measurement field)(21) 내에서 검사 대상(examination subject)(12)의 검사 영역 내의 MR 신호를 검출하는 방법으로서 - 상기 MR 시스템은 상기 측정 필드에 걸친 제1 필드 불균질성(field inhomogeneity)을 갖는 분극 필드(polarization field) B0를 생성하는 자석(11)을 가짐 - ,

상기 분극 필드 B0로 상기 검사 대상(12) 내에 자화를 발생시키는 단계;

상기 MR 신호를 발생시키기 위해 이용되는 상기 자화를 편향(deflect)시키기 위해 적어도 하나의 RF 펄스(22, 31, 32)를 상기 검사 영역 내에 방사(radiate)하는 단계;

상기 MR 신호의 공간 코딩(spatial coding)을 위해 적어도 하나의 제1 자계 경사(23, 24, 33-36)를 스위칭하는 단계;

상기 MR 이미징 시퀀스의 지속기간 동안에 변하는 시변 전류(temporally variable current)에 의해 생성되며, 상기 이미징 시퀀스의 총 지속기간보다 짧은 보상 기간(27, 43, 44)에 걸쳐 스위칭되어, 상기 제1 필드 불균질성이 상기 보상 기간(27, 43, 44) 동안 상기 측정 필드에 걸쳐 더 낮은 제2 필드 불균질성으로 감소되게 하는 적어도 하나의 펄스화된 보상 자계 경사(pulsed compensation magnetic field gradient)(25, 37, 38)를 스위칭하는 단계; 및

상기 MR 신호를 검출하는 단계

를 포함하고,

상기 적어도 하나의 RF 펄스(22, 31, 32)는 제1 기간 동안 스위칭되고, 상기 적어도 하나의 펄스화된 보상 자계 경사는 상기 제1 기간에 대응하는 상기 보상 기간(27, 43, 44) 동안 스위칭되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 측정 필드(21)에 걸친 상기 제1 필드 불균질성은 1mT보다 큰 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 제2 필드 불균질성은 상기 제1 필드 불균질성보다 100배 낮은 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 4

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제1 자계 경사(23, 24, 33-36) 및 상기 적어도 하나의 펄스화된 보상 자계 경사(25, 37, 38)는 각각 선형 경사들과 더 높은 차수의 경사들(gradients of a higher power)의 가중된 선형 결합에 의해 결정되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 5

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 측정 필드에 걸친 상기 제2 필드 불균질성은 상기 적어도 하나의 펄스화된 보상 자계 경사의 스위칭 동안에 20 μ T 미만에 해당하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 6

삭제

청구항 7

제1항 또는 제2항에 있어서,

본질적으로 제1 자계 경사 또는 펠스화된 보상 자계 경사만이 상기 MR 이미징 시퀀스의 지속기간 동안 스위칭되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 8

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 제1 필드 불균질성의 공간 의존도(spatial dependency)를 보여주는 B0 필드 맵이 계산되고, 상기 제1 필드 불균질성을 상기 제2 필드 불균질성으로 감소시키기 위해 상기 적어도 하나의 펠스화된 보상 자계 경사로 생성되는 공간 의존성 보상 자계(spatially dependent compensation magnetic field)가 계산되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 9

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 MR 신호는 스판 에코이고, 90° RF 펠스(31)가 제1 기간 동안 상기 검사 영역 내에 방사되고, 180° RF 펠스(32)가 제2 기간 동안 방사되며, 상기 펠스화된 보상 자계 경사는 상기 제1 기간 및 상기 제2 기간에 대응하는 보상 기간(37, 38)에 걸쳐 스위칭되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 10

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 MR 신호는 경사 에코이고, α -펠스(22)는 제1 기간 동안 상기 검사 영역 내로 방사되며, $\alpha \leq 90^\circ$ 이고, 상기 펠스화된 보상 자계 경사는 상기 제1 기간에 대응하는 상기 보상 기간(27)에 걸쳐 스위칭되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 11

제4항에 있어서,

상기 적어도 하나의 자계 경사(24, 32, 33) 및 상기 적어도 하나의 펠스화된 보상 자계 경사(23, 24, 33-36)는 복수의 경사 코일(13)에 의해 생성되고, 상기 제1 자계 경사와 상기 펠스화된 보상 자계 경사의 동시 스위칭이 주어지면, 상이한 경사 코일들 내에서 요구되는 암페어 수(amperezages)를 계산하기 위해, 상기 가중된 선형 결합의 가중 계수들이 개별 경사 코일들에 대해 개별적으로 계산되고 산술적으로 가산되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 12

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 검사 영역 내에서 상기 자화의 원하는 편향을 발생시키기 위해, 복수의 RF 전송 채널이 상기 자화를 편향시키는 데에 동시에 이용되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 13

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 제1 자계 경사는 선형 경사들 및 더 높은 차수의 경사들의 가중된 선형 결합인 슬라이스 선택 경사 또는 판독 경사인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 14

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 제1 필드 불균질성은,

$$G(x, y, z) = z^2 - (x^2 + y^2) / 2$$

에 의해 기술되는 공간 곡선(spatial curve)을 갖는 비선형 경사 곡선에 의해 기술되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 15

제1항 또는 제2항에 있어서,

복수의 수신 코일이 상기 MR 신호를 동시에 검출하고, 상기 수신 코일들은 각각 수신 코일 감도(reception coil sensitivity)를 가지며, 상기 수신 코일 감도들, 상기 자계 보상 경사, 및 상기 MR 신호의 공간 코딩을 위한 상기 제1 자계 경사는 0-공간 방법(0-space method)에 따라, 또는 널 스페이스 방법(null space method)에 따라 계산되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 16

검사 대상의 검사 영역 내에서 MR 이미징 시퀀스로 MR 신호를 생성하기 위한 MR 시스템(1)으로서,

측정 필드에 걸친 분극 필드 B0의 제1 필드 불균질성을 갖는 분극 필드 B0를 발생시키고, 또한 상기 검사 대상 내에 자화를 발생시키기 위한 자석(11);

상기 MR 신호를 생성하는 데 이용되는 자화를 편향시키기 위해 적어도 하나의 RF 펄스를 상기 검사 영역 내로 방사하도록 설계된 RF 유닛(15); 및

상기 MR 신호의 공간 코딩을 위한 적어도 하나의 제1 자계 경사(23, 24, 33-36), 및 상기 이미징 시퀀스의 지속 기간 동안 변하는 시변 전류에 의해 생성되며, 상기 이미징 시퀀스의 총 지속기간보다 짧은 보상 기간(27, 43, 44)에 걸쳐 스위칭되어, 상기 제1 필드 불균질성이 상기 보상 기간 동안 상기 측정 필드에 걸쳐 더 낮은 제2 필드 불균질성으로 감소되게 하는 적어도 하나의 펄스화된 보상 자계 경사(25, 37, 38)를 스위칭하도록 설계된 경사 유닛(16)

을 포함하고,

상기 RF 유닛은 제1 기간에 걸쳐 상기 적어도 하나의 RF 펄스를 스위칭하도록 설계되고, 상기 경사 유닛은 상기 제1 기간에 대응하는 상기 보상 기간 동안 상기 적어도 하나의 펄스화된 보상 자계 경사를 스위칭하도록 설계되는 것을 특징으로 하는 MR 시스템.

청구항 17

제16항에 있어서,

상기 경사 유닛(16)은 선형 경사들과 더 높은 차수의 경사들의 가중된 선형 결합을 통해 상기 적어도 하나의 제1 자계 경사 및 상기 적어도 하나의 펄스화된 보상 자계 경사를 계산하도록 설계되는 MR 시스템.

청구항 18

삭제

청구항 19

제16항 또는 제17항에 있어서,

상기 경사 유닛(16)은 본질적으로 제1 자계 경사(23, 24, 33-36) 또는 펄스화된 보상 자계 경사(25, 37, 38) 중 어느 하나가 상기 MR 이미징 시퀀스의 지속기간에 걸쳐 항상 스위칭되도록 설계되는 것을 특징으로 하는 MR 시스템.

청구항 20

제16항 또는 제17항에 있어서,

상기 경사 유닛(16)은 상기 제1 필드 불균질성의 공간 의존도를 보여주는 B0 필드 맵을 계산하고, 상기 제1 필

드 불균질성을 상기 제2 필드 불균질성으로 감소시키기 위해 상기 적어도 하나의 필스화된 보상 자계 경사로 생성되는 공간 의존성 보상 자계를 계산하도록 설계되는 것을 특징으로 하는 MR 시스템.

청구항 21

제16항 또는 제17항에 있어서,

상기 자석(11)은 z-방향으로 분극 필드 B0를 생성하는 4개의 코일 구성요소를 갖는 초전도 자석이고, 2개의 제1 코일 구성요소는 z-방향으로 상기 자석의 제1 단부에 있고, 2개의 제2 코일 구성요소는 z-방향으로 상기 자석의 다른 단부에 있는 것을 특징으로 하는 MR 시스템.

청구항 22

제16항 또는 제17항에 있어서,

상기 경사 유닛은 상기 분극 필드 B0의 방향으로 서로 간에 분리된 2개의 코일 부분을 갖는 경사 코일(50)을 구비한 것을 특징으로 하는 MR 시스템.

청구항 23

제21항에 있어서,

상기 경사 유닛은 상기 분극 필드 B0의 방향으로 양 측에서 상기 분극 필드의 생성을 위한 코일 구성요소들을 넘어 돌출하는 크기의 경사 코일(50)을 갖는 것을 특징으로 하는 MR 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 MR 이미징 시퀀스로 MR 시스템의 측정 필드(measurement field) 내에서 검사 대상(examination subject)의 검사 영역 내의 MR 신호를 검출하는 방법과, 그를 위한 MR 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 분극 필드(polarization field) B0를 생성하기 위해 초전도 자석을 이용하는 알려진 MR 시스템들은 전형적으로 약 50cm 직경의 체적을 갖는 구형 또는 원통형의 측정 필드를 갖는다. 이러한 측정 필드 내에서, MR 이미지들의 생성을 위해서는 분극 필드의 높은 균질성(homogeneity)이 필요하다. 분극 필드 B0를 제공하기 위한 자석 설계는 매우 복잡하다. 예를 들어, 다수의 코일 구성요소, 및 분극 필드를 MR 시스템의 내부로 제한하는 추가의 차폐 코일 구성요소들이 필요하다. 초전도 자석들은 헬륨으로 냉각되므로, 존재하는 다수의 초전도 코일을 냉각하기 위해서는 복잡한 디바이스들이 필요하다. 모든 코일 구성요소가 복수의 권선(windings)을 갖는데, 그 것의 위치 및 다른 윈도우들로부터의 간격(clearance)은 상이한 기준들에 따라, 예를 들면 초전도 와이어의 양을 감소시키는 것을 목표로 하여 계산된다. MR 시스템 내에서 추가의 비용을 유발하는 요인은 초전도 코일의 냉각을 위한 헬륨의 소비이다.

[0003] 이러한 사실에도 불구하고, MR 측정을 위해서는 때때로 기본 필드 균질성을 더 개선할 필요가 있다. 이를 위해, 남아있는 B0 불균질성을 더 감소시키기 위해, 실온에서 일정한 전류를 공급받는 심 코일(shim coils)로서 알려져 있는 것들이 이용된다. 피검자(person to be examined)가 MR 시스템 내에 들어가게 되면, 정적 심(static shims)이라고 알려져 있는 것에 의해 차지 이미지 코일들(charge image coils)을 통하는 전류가 정의될 수 있는데, 그러고나서 이 전류는 이미징을 위해 일정하게 유지된다. 균질성을 더 개선하기 위해, 모든 MR 이미징 시퀀스 이전에 심 전류를 적응시키는 것도 가능하다. 그러나, 심 코일들에서 이용되는 전류는 이미징 시퀀스의 지속기간에 걸쳐 일정하다. 이러한 심 코일들은 통상적으로 약 10ppm 이하의 자기장 불균질성을 보상하기 위한 위치에 있다. 이러한 정정은 주로 피검자가 MR 시스템 내로 들어가게 될 때 자화율 효과로 인해 발생하는 B0 불균질성을 정정하기 위해 일어난다.

[0004] MR 시스템 자체의 높은 비용 외에, 측정 필드에 걸쳐 균질한 분극 필드를 제공하기 위해서는 피검자를 들여보내기 위한 개구가 가능한 한 작아야 한다는 점에서 문제가 있다. MR 자석 내에서 이용가능한 제한된 공간으로 인해, 많은 사람들은 검사를 불편하게 느끼며; 폐쇄공포증을 갖는 환자의 검사는 이용가능한 공간의 제약으로 인해 거부되기까지 한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 그러므로, 초전도 자석의 경우에서 더 적은 헬륨이 이용되는 더 작은 자석으로 인해 전체적으로 낮은 제조 비용을 갖는 MR 시스템을 제공하는 것이 바람직할 것이다. 동시에, 검사받는 사람을 위해 존재하는 자석 내의 공간을 증가시키는 것이 바람직하다.

과제의 해결 수단

[0006] 이것은 독립 특허 청구항들에 상세하게 기재되어 있는 대로의 방법 및 MR 시스템을 통해 달성된다. 추가의 실시예들은 종속 청구항들에 나타나 있다.

[0007] 본 발명의 제1 양태에 따르면, MR 이미징 시퀀스를 이용하여 MR 시스템의 측정 필드(measurement field) 내에서 검사 대상(examination subject)의 검사 영역 내의 MR 신호를 검출하는 방법이 제공된다. MR 시스템은 측정 필드에 걸친 제1 필드 불균질성(field inhomogeneity)을 갖는 분극 필드(polarization field) B0를 생성하는 자석을 갖는다. 방법의 한 단계에서, 분극 필드 B0로 검사 대상 내의 자화가 발생된다. 또한, 자화를 편향(deflect)시키기 위해 적어도 하나의 RF 필스가 검사 영역 내에 방사(radiate)되며, 이러한 편향된 자화는 MR 신호를 발생시키기 위해 이용된다. 또한, MR 신호의 공간 코딩(spatial coding)을 위해 적어도 하나의 제1 자계 경사가 스위칭된다. MR 이미징 시퀀스의 지속기간 동안 달라지는 시변 전류(temporally variable current)에 의해 생성되는 적어도 하나의 펄스화된 보상 자계 경사(pulsed compensation magnetic field gradient)가 추가로 스위칭된다. 보상 자계 경사는 또한 이미징 시퀀스의 총 지속기간보다 짧은 보상 기간에 걸쳐 스위칭되어, 제1 필드 불균질성이 보상 기간 동안 측정 필드에 걸쳐 더 낮은 제2 필드 불균질성으로 감소되게 한다. 다음으로, MR 신호가 후속하여 검출될 수 있다.

[0008] 펄스화된 보상 자계 경사들의 이용을 통해, 기존 MR 시스템들보다 더 적은 필드 균질성, 즉 더 큰 필드 불균질성을 갖는 MR 시스템을 이용하는 것이 가능하다. MR 이미징 시퀀스 동안 측정 필드에 걸친 더 큰 균질성이 필요한 경우, 본질적으로 존재하는 더 큰 자계 불균질성을 원하는 기간 동안 상당히 감소시키는 펄스화된 보상 자계 경사들이 스위칭될 수 있다. 그에 따라, 더 간단하게 설계된 자석들이 이용될 수 있다. 초전도 자석의 경우, 더 적은 코일 구성요소들이 이용될 수 있고, 그에 의해 더 적은 냉각 유체가 필요하다. 또한, 기본 필드 균질성에 대해 더 적은 요구조건들이 제기되므로, 더 개방된 구조의 형상을 이용하는 것이 가능하다.

[0009] 본 발명은 또한 MR 이미징 시퀀스로 MR 신호를 생성하기 위한 MR 시스템에 관한 것이다. MR 시스템은 제1 필드 불균질성을 갖고서 분극 필드 B0를 발생시키기 위한 자석을 갖는다. 또한, 자화를 편향시키기 위해 적어도 하나의 RF 필스를 검사 영역 내로 방사하도록 설계된 RF 유닛이 제공된다. 다음으로, 편향된 자화로 MR 신호가 생성될 수 있다. MR 신호를 공간 코딩하기 위한 적어도 하나의 제1 자계 경사, 및 적어도 하나의 펄스화된 보상 자계 경사를 스위칭하도록 설계된 경사 유닛(gradient unit)이 제공된다. 이러한 펄스화된 보상 자계 경사는 이미징 시퀀스의 지속기간 동안 달라지는 일정하지 않은 시변 전류에 의해 생성되며, 이미징 시퀀스의 총 지속기간보다 짧은 보상 기간에 걸쳐 스위칭된다. 경사 유닛은 위에서 상세하게 설명된 바와 같이, 제1 자계 경사와 펄스화된 보상 자계 경사를 스위칭하도록 설계될 수 있다.

[0010] 예를 들어, 측정 필드에 걸친(즉, MR 이미지들이 생성될 수 있는 MR 자석 내부의 영역에 걸친) 제1 필드 불균질성은 1mT보다 크고, 바람직하게는 10mT보다 크고, 더 바람직하게는 20mT보다 클 수 있다.

[0011] 더욱이, 제2 필드 불균질성이 제1 필드 불균질성보다 100배 더 클 수 있다. 이것은 제2 필드 불균질성이 제1 필드 불균질성보다 100배 더 작다는 것을 의미한다. 그러나, 인수는 500 또는 1000의 값에 달할 수도 있다. 이것은 필드 불균질성이 펄스화된 보상 자계 경사로 인해 100 내지 1000배 감소된다는 것을 의미한다.

[0012] 적어도 하나의 제1 자계 경사, 및 적어도 하나의 펄스화된 보상 자계 경사가 각각 선형 경사들 및 더 높은 차수의 경사들(gradients of a higher power)의 가중된 선형 결합(weighted linear combination)을 통해 결정되는 것이 가능하다. 공간 코딩 또는 신호의 판독 각각을 위한 제1 자계 경사뿐만 아니라, 펄스화된 보상 자계 경사는 급수 전개(series expansion)로서 보아질 수 있으며, 여기에서는 정확한 경사 곡선을 기술하기 위해, 선형 항뿐만 아니라 더 높은 차수의 항들이 이용된다. 이에 의해, 경사 곡선은 또한 2차 및 3차 항을 가질 수 있다. 인가되는 경사들(공간 코딩을 위한 자계 경사들, 및 펄스화된 보상 자계 경사들)은 (예를 들어, GxGyGz-방향에 서의) 선형 경사들과 더 높은 차수의 경사들(예를 들어, Gz^2 , Gzx , Gzy , Gx^2-Y^2 , Gxz , Gz^2x , Gz^2y , Gx^3 , Gy^3 ,

…의 선형 결합일 수 있다.

[0013] 적어도 하나의 펄스화된 보상 자계 경사가 스위칭될 때 측정 필드에 걸쳐서 지배적인 제2 필드 불균질성은 바람직하게는 20 마이크로테슬라 미만이다. 또한, 그것은 10 마이크로테슬라 또는 5 마이크로테슬라 미만일 수도 있다.

[0014] 적어도 하나의 RF 펄스가 제1 기간에 걸쳐 스위칭되는 것이 가능하며, 여기에서 펄스화된 보상 자계 경사는 제1 기간에 본질적으로 대응하는 보상 기간 동안 스위칭된다. 본 실시예에서, 펄스화된 보상 자계 경사는 본질적으로, RF 펄스가 방사되는 기간과 동시에 스위칭된다. 예를 들어, 정의된 슬라이스의 여기를 위해, 스핀들(spins)은 여기될 원하는 슬라이스 내에서, RF 여기 펄스의 대역폭 내에 있는 주파수를 가질 필요가 있다. 이것은 RF 펄스의 방사를 위해, 피검자 내의 미리 정의된 슬라이스 프로파일이 여기될 수 있도록 분극 필드의 원하는 균질성을 달성하기 위해, 펄스화된 보상 자계 경사가 스위칭된다는 점에서 달성될 수 있다. 이러한 슬라이스 프로파일은 예를 들어 정의된 해부학적 구조(anatomy)를 여기시키기 위해, 평면적이거나 만곡될 수 있다.

[0015] 또한, 본질적으로 제1 자계 경사 및/또는 펄스화된 보상 자계 경사가 MR 이미징 시퀀스의 지속기간에 걸쳐 항상 스위칭되는 것이 가능하다. 기본 필드 균질성은 주어진 종래의 자석들보다 훨씬 더 작을 수 있으므로, 가로 자화(transversal magnetization)의 신호 붕괴(signal decay)가 지나치게 강해지는 것을 방지하기 위해, 공간 코딩을 위한 경사 또는 보상 자계 경사가 이미징 시퀀스 동안 스위칭될 필요가 있을 수 있다.

[0016] 예를 들어, 복수의 RF 펄스가 이미징 시퀀스 내에서 방사되는 경우, 이러한 보상 자계 경사들은 복수의 RF 펄스의 방사로 동시에 활성화될 수 있지만, 여기에서 보상 자계 경사는 이미징 시퀀스의 전체 지속기간에 걸쳐서 계속하여 영구적으로 스위칭되지는 않는다. 그러나, 펄스화된 보상 자계 경사들의 스위칭은 MR 이미징 시퀀스 내에서 RF 펄스들이 방사되는 기간들로 한정되지 않는다. RF 펄스와 신호 판독 간에 소정의 가변 지연 기간을 요구하는 이미징 시퀀스를 고려하면, 신호 판독 전의 소정의 지연을 달성하기 위해, 시변 보상 자계 경사들을 스위칭하는 것도 가능하다.

[0017] 또한, 측정 필드에 걸친 제1 필드 불균질성의 공간 의존도를 보여주는 B_0 필드 맵이 계산되는데, 여기에서 제1 필드 불균질성을 제2 필드 불균질성으로 감소시키기 위해 적어도 하나의 펄스화된 보상 자계 경사로 생성되는 공간 의존적인 보상 자계가 계산된다.

[0018] 위에서 설명된 방법은 제1 자계 경사 및 보상 자계 경사를 생성하기 위해, 다양한 공간 방향에 대한 복수의 경사 코일을 이용할 수 있다. 제1 자계 경사들 및 펄스화된 보상 자계 경사가 동시에 스위칭되는 경우, 상이한 경사 코일들 내에서 요구되는 암페어 수(amperages)를 전체적으로 계산하기 위해, 개별 경사 코일들을 위한 가중된 선형 결합의 가중 계수들이 개별적으로 계산되고 산술적으로 가산될 수 있다. 이것은 (가중된 선형 결합으로부터 계산된) 개별 공간 방향에서의 경사들의 결정을 위한 가중 계수가 제1 자계 경사 및 펄스화된 보상 자계 경사에 대해 각각 계산되고, 산술적으로 가산된다는 것을 의미한다. 위에서 설명된 기법은 또한 복수의 RF 전송 채널과도 결합될 수 있다. 복수의 RF 전송 채널의 이용과, 선형 항들 및 더 높은 차수의 항들을 갖는 경사 곡선들의 결합이 주어지면, 검사 대상 내의 자화의 임의적인 여기 프로파일들이 달성될 수 있다.

[0019] 또한, 다음의 수학식: $G(x, y, z) = z^2 - (x^2 + y^2)/2$ 에 의해 기술되는 공간 곡선(spatial curve)을 갖는 비선형 경사 곡선에 의해 제1 필드 불균질성이 기술되는 것이 가능하다.

[0020] 보상 자계 경사는 상기 수학식에 따라 이러한 곡선을 가질 수 있다. 신호 판독에서의 비선형 경사의 이용은 또한 0-공간 코딩 방법으로서 알려져 있으며 WO 2010/0682991에 상세하게 기술되어 있는 것으로서 알려져 있다. 본 경우에서, 이러한 경사 곡선은 보상 경사에서 적용된다.

[0021] 또한, 복수의 수신 코일이 MR 신호를 동시에 검출할 수 있는데, 여기에서 수신 코일들은 각각 수신 코일 감도(reception coil sensitivity)를 가지며, 수신 코일 감도들, 자계 보상 경사, 및 MR 신호의 공간 코딩을 위한 제1 자계 경사는 0-공간 방법에 따라, 또는 널 스페이스 방법(null space method)에 따라 이용되거나 각각 계산된다. 영공간 기법은 2차 및 3차 경사와 함께 WO 2011/087847 A2에 상세하게 기술되어 있다.

[0022] MR 신호는 스픈 에코 신호일 수 있고, 여기에서 90° RF 펄스가 제1 기간에 걸쳐 검사 영역 내에 방사되고, 180° RF 펄스가 제2 기간에 걸쳐 방사된다. 다음으로, 펄스화된 보상 자계 경사는 제1 기간 및 제2 기간에 대응하는 보상 기간에 걸쳐 스위칭될 수 있고, 여기에서 (보상 자계 경사가 다시 스위칭되지 않는 경우) 신호 여기와 판독 간에서 정의된 지연 시간들을 달성하기 위해, 보상 기간은 이러한 2가지의 기간으로 한정될 수 있다.

[0023] 신호는 또한 경사 에코일 수 있고, 여기에서 α -펄스는 제1 기간에 걸쳐 검사 영역 내로 방사된다. 다음으로,

펄스화된 보상 자계 경사는 제1 기간에 대응하는 보상 기간에 걸쳐 스위칭된다.

[0024] 자석은 z-방향으로 분극 필드를 생성하는 총 4개의 코일 구성요소만을 갖는 초전도 자석일 수 있는데, 2개의 제1 코일 구성요소는 z-방향에서 자석의 제1 단부에 있고, 2개의 추가의 제2 코일 구성요소는 z-방향으로 자석의 다른 단부에 있다. 총 4개의 코일 구성요소 중에서, 주로 분극 필드 B0를 생성하는 2개의 코일 구성요소가 존재할 수 있고, 여기에서 외부 영향에 대한 자계의 능동 차폐(active shielding)를 생성하는 2개의 추가의 코일 구성요소가 제공된다.

[0025] 또한, 경사 유닛은 분극 필드 B0의 방향에서 서로로부터 분리된 2개의 코일 부분을 갖고서 설계된 경사 코일을 이용할 수 있다. 경사 코일의 이러한 부분들을 통하여, 피검자를 위한 시야가 더 확장되고, 그에 의해 자석 내에서 발생할 가능성이 있는 폐쇄공포증이 더 감소될 수 있다. 또한, 자석이 분극 필드의 방향에서 매우 짧은 구조의 형상을 갖는 것이 가능하다. 그로 인한 분극 필드의 높은 불균질성은 분극 필드의 방향으로 양측에서 코일 구성요소들을 넘어서 돌출하는 크기를 갖는 경사 코일에 의해 보상될 수 있으며, 상기 코일 구성요소들은 상기 분극 필드를 생성한다. 필드 B0의 더 큰 필드 불균질성이 허용된다는 사실로 인해, 피검자를 위한 개구가 또한 확장될 수 있다. 그에 따라, 폐쇄공포증을 갖는 사람들도 검사를 더 잘 받을 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0026] 본 발명은 첨부 도면들을 참조하여 이하에 상세하게 설명된다.

도 1은 펄스화된 보상 자계 경사로 동작하는 MR 시스템을 개략적으로 도시한다.

도 2는 보상 자계 경사들을 이용하는 경사 에코 시퀀스의 시퀀스 작업흐름을 개략적으로 도시한다.

도 3은 펄스화된 보상 자계 경사를 이용하는 스팬 에코 시퀀스의 시퀀스 다이어그램을 개략적으로 도시한다.

도 4는 본 발명에 따른 MR 시스템의 실시예를 통한 개략적 단면도이다.

도 5는 본 발명에 따른 MR 시스템의 추가 실시예를 통한 개략적 단면도이다.

도 6은 본 발명에 따른 MR 시스템의 추가 실시예를 통한 개략적 단면도이다.

도 7은 본 발명에 따른 MR 시스템의 추가 실시예를 통한 개략적 단면도이다.

도 8은 본 발명에 따른 MR 시스템의 추가 실시예를 통한 개략적 단면도이다.

도 9는 본 발명에 따른 추가의 MR 시스템의 개략도인데, 여기에서는 자석이 C-아암이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0027] 이전에 전형적으로 가졌던 것보다 큰 필드 불균질성을 갖는 분극 필드가 이용될 수 있는 MR 시스템(1)이 도 1에 개략적으로 도시되어 있으며, 여기에서 필드 불균질성은 더 큰 필드 불균질성이 필요한 시점들에서 추가의 펄스화된 보상 자계 경사를 스위칭하는 것을 통해 달성된다. MR 시스템(1)은 2개의 코일 구성요소를 각각 (예를 들어) 자석의 전단부 및 후단부에 포함할 수 있는 자석(11)을 갖는다. 예를 들어, 자석은 그에 의해 상부 및 측면들에서 개방되도록 구성될 수 있다. 2개의 코일 구성요소 중 아래에 있는 구성요소는 자석의 하부(11c) 내의 2개의 코일 구성요소에 필요한 냉각을 제공하기 위해 폐쇄될 수 있다. 전방 및 후방 코일 구성요소는 2개의 별개의 부분(11a 및 11b)에 수용될 수 있다. 침대(10) 위에 준비된 피검자(12)는 분극 필드 B0의 방향으로의 결과적인 자화가 상기 분극 필드 B0를 통해 피검자 내에 생성되도록 자석 내에 놓여진다. MR 신호의 공간 코딩을 위한 제1 자계 경사들이 먼저 스위칭되게 하는 경사 코일들(13)이 개략적으로 도시되어 있다. 경사 코일들(13)은 또한 MR 이미지들이 생성될 수 있는 정도까지만 자석(11)에 의해 생성되는 분극 필드 B0를 균질화하는 펄스화된 보상 자계 경사를 스위칭하기 위해 이용된다. MR 신호는 마찬가지로 도 1에 개략적으로 도시된 수신 코일들(14)을 통해 전형적인 방식으로 검출될 수 있다. MR 시스템은 또한 피검자(12) 내의 자화가 편향되게 하는 RF 펄스들을 생성하기 위한 RF 유닛(15)을 갖는다. 경사 유닛(16)은 MR 신호의 공간 코딩에 필요한 자계 경사를 계산하고, 고유의 자계 불균질성을 더 낮은 제2의 자계 경사 불균질성으로 감소시키기 위해 스위칭되는 펄스화된 보상 자계 경사를 더 계산한다. 경사들 자체의 생성은 경사 코일들(13)을 통해 일어난다. 이미지 시퀀스 제어기(17)는 RF 펄스들의 방사 및 경사들의 스위칭의 시간적 순서를 조정하기 위해, RF 유닛(15) 및 경사 유닛(16)의 제어기로 MR 이미징 시퀀스의 작업흐름을 제어한다. 입력 유닛(18)을 통해, 조작자(도시되지 않음)는 MR 시스템을 조작하고, 이미지 시퀀스들을 선택하고, 이미징 파라미터들을 설정하고, 측정 평면들을 선택하는 등을 할 수 있다. MR 이미지들은 디스플레이 유닛(19)에 표시될 수 있다. 메모리 유닛(20)은 생성된 MR 이미

지들과, 이미징 시퀀스들 및 피검자의 MR 이미지들을 생성하는 데에 필요한 기타 정보를 저장할 수 있다.

[0028] MR 이미지들이 어떻게 원리적으로 MR 신호들의 공간 코딩을 위한 경사들 및 RF 펄스들의 시퀀스를 통해 생성될 수 있는지는 본 기술분야의 숙련된 자에게 알려져 있으며, 여기에 상세하게 설명되지 않는다. 그러나, 경사 코일들(13)은 펄스화된 동작 모드에서 동작될 수 있도록, 그리고 측정 필드에 걸쳐 밀리테슬라 범위 내의 자계 불균질성을 보상할 수 있도록 설계된다.

[0029] 예를 들어, 자석(11)에 의해 생성되는 분극 필드는 MR 시스템의 측정 필드(예를 들어, 도 4의 측정 필드(21))에 걸쳐, 20mT가 넘는, 또는 50mT가 넘는 필드 불균질성을 갖는 제1 불균질성을 가질 수 있다.

[0030] MR 시스템의 단면이 도 4에 예로서 제시되어 있다. 본 경우에서, MR 시스템은 초전도 자석에 의해 자계가 발생되는 MR 시스템이다. 그러나, 이하에서 도 9에 관련하여 더 설명될 바와 같이, 본 발명은 초전도 자석들로 한정되지 않는다. 도 4에 제시된 실시예에서, 초전도 자석은 2개의 코일 구성요소(또는 권선), 즉 지배적으로 분극 필드 B0를 생성하는 제1 권선(40)과, 자계를 외부 영향에 대해 차폐하는 능동 차폐 권선(active shielding windings)(41)을 갖는다. 2개의 권선은 각각 2개의 부분(11a 및 11b) 모두와, 공통 부분(11c)에 수용된다. 공통 부분(11c)은 코일 구성요소들(40) 및 차폐 권선들(41)을 냉각하기 위한 공통 진공 영역(42)을 갖는다. 경사 코일(13)은 능동적으로 차폐된 경사 코일이며, 이러한 경사 코일은 (공간 코딩을 위한 제1 자계 경사 외에) 펄스화된 보상 자계 경사를 생성하기 위한 위치에 있는데, 그러한 펄스화된 보상 자계 경사를 이용하여, 분극 필드가 크게 균질화되고 불균질성들이 보상된다. 위에서 언급된 바와 같이, 측정 필드(21)에 걸친 필드 불균질성은 추가의 보상 자계 경사의 스위칭 없이 밀리테슬라의 범위 내에 있을 수 있다. 추가의 보상 자계 경사를 스위칭함으로써, 이 필드 불균질성은 마이크로테슬라의 범위 내에 있는 제2 필드 불균질성으로 감소될 수 있어서, 필드 불균질성은 1000의 범위 내에 있을 수 있는 인수에 의해 감소되게 된다. 당연히, 인수는 100 또는 500의 값과, 2000의 값을 가질 수도 있다.

[0031] 도 4에서, 알려진 초전도 자석들에 비교하여, 기본 필드 균질성에 대한 요구조건이 더 낫기 때문에, 적은 수의 코일 구성요소만이 이용되어야 하는 것이 명백하다.

[0032] 도 2를 참조하면, 도 1 또는 도 4-9에 도시된 MR 시스템이 고유의 제1 자계 불균질성을 보상하기 위해 어떻게 동작하는지가 도시되어 있다. 경사 에코 시퀀스는 도 2에 제시되어 있다. 알려져 있는 바와 같이, 경사 에코 시퀀스 내에서, α -펄스(22)는 슬라이스 선택 경사(23)의 스위칭 동안 방사된다. 신호 판독을 위해, 판독 경사(24)가 스위칭된다. 알려진 스위칭된 경사들 외에, G_H 또는 "하이퍼경사(hypergradient)"로 표시되는 유사하게 펄스화된 보상 자계 경사(25)가 스위칭된다. 경사 에코 시퀀스의 제시된 예시적인 실시예에서, 이러한 보상 자계 경사(25)는 α -펄스(22)가 방사되는 기간에 대응하는 보상 기간(27) 동안 스위칭된다. 예를 들어, 방사된 α -펄스의 대역폭에 의해 정의되는 슬라이스 프로파일 내의 스핀들이 여기되도록 B0 필드(및 그에 따른 스핀의 라모어 주파수(Larmor frequency))의 균질성이 보상 자계 경사(25)의 스위칭을 통해 균질화되기 때문에, 정의된 슬라이스 프로파일의 스핀들은 이러한 경사(25)의 스위칭을 통해 선택될 수 있다. 경사 G_H (25)는 선형 경사 부분들 외에, 더 높은 차수의 경사 부분도 갖는 함수의 선형 결합으로서 기술될 수 있다. 마찬가지로, 함수를 n 차까지의 급수 전개 또는 다항식으로서 일반적으로 기술하는 것이 가능하며, 여기에서 개별 차수들의 가중을 위한 계수들은 모든 거듭제곱(power) 및 방향을 위해 이용된다. 예를 들어, 12개의 계수가 거듭제곱 x, y, z, z^2 , zx , zy , x^2-y^2 , xy , z^2x , z^2y , x^3 , y^3 를 위해 이용될 수 있다.

l	m	거듭제곱	$fm^l(x, y, z)$
1	0	z	z
1	1	x	x
1	-1	y	y
2	0	z^2	$z^2 - (x^2 + y^2) / 2$
2	1	zx	zx
2	-1	zy	zy
2	2	$x^2 - y^2$	$x^2 - y^2$
2	-2	xy	$2xy$
3	1	z^2x	$z^2x - x(z^2 + y^2) / 2$
3	-1	z^2y	$z^2y - y(z^2 + x^2) / 4$
3	3	x^3	$3x^3 - 3xy^2$
3	-3	y^3	$3x^2y - y^3$

[0033]

[0034] 이제, 경사 코일들은 이러한 계수들 중 하나에, 또는 그에 따라 이러한 계수에 대응하는 필드 간섭을 보상하는 이러한 거듭제곱들 중 하나에 본질적으로 각각 영향을 주도록 설계될 수 있다.

[0035]

이러한 선형 결합을 이용하여, 보상 자계 경사의 인가를 통해 필드 불균질성이 감소되게 하는(이상적인 경우에 서는 제거되게 하는) 자계 분포가 계산될 수 있다. 예를 들어, MR 시스템은 고유의 제1 필드 불균질성의 공간 종속성을 보여주는 B0 필드 맵을 시작 시에 계산할 수 있다(또는 이것은 MR 시스템 내에 영구적으로 저장될 수 있다). 이것은 또한 피검자가 자석 내에 있는 경우, 및 그에 따라 대상 종속적인 왜곡(subject-dependent distortions)이 고려되는 경우에도 계산될 수 있다. 다음으로, 경사 유닛(16)은 경사 코일들로 생성되는 공간의존적인 보상 자계 경사를 계산할 수 있다.

[0036]

도 2에 제시된 모든 경사는 선형 경사들과 더 높은 차수의 경사들의 선형 결합을 통해 결정될 수 있다. 또한, 슬라이스 선택 경사(23)는 선형 자계 경사뿐만 아니라 더 높은 차수의 경사 곡선도 생성하는 경사이다. 그에 의해, 임의적인 슬라이스 파일들이 피검자 내에서 여기될 수 있다. 이것은 판독 경사(24)에도 적용된다. 비선형 판독 경사의 이용을 통해, 본 발명에 따른 MR 시스템을 0-공간 기법으로 알려져 있는 것과 결합하는 것이 가능하다. 이러한 0-공간 기법에서, 공간 신호 코딩은 예를 들어 경사 코일이 추가의 z^2 권선을 갖는 병렬 취득 기법으로 달성된다. 본 발명에서, 이러한 z^2 경사 Gz^2 는 고유의 제1 필드 불균질성의 일부일 수 있다. 또한, MR 시스템은 0-공간 기법으로 알려져 있는 것과 결합될 수 있다. 복수의 수신 코일의 감도 및 이용되는 경사 필드들은 WO 2011/087847에 설명되어 있는 것과 같이 계산되며, 위의 표에서 설명된 바와 같이, 2차 및 3차의 비선형 판독 경사들에 의해 공간 신호 코딩이 달성된다.

[0037]

도 3에서, 스팬 에코 내의 보상 자계 경사의 이용과 함께 경사 스위칭이 도시되어 있다. 알려져 있는 바와 같이, 90° 여기 필스(31) 및 180° 리포커싱 필스(32)가 피검자 내로 방사된다. 슬라이스 선택 경사들(33 및 34)은 도시된 바와 같이 시간순으로 스위칭된다. 판독 경사(35, 36)가 마찬가지로 스위칭된다. 도 3에 도시된 바와 같이, 보상 자계 경사(37 및 38)는 RF 필스들(31 및 32)의 방사와 본질적으로 동시에, 보상 기간들(각각 43 또는 44) 동안 추가로 스위칭된다. 이러한 경사들(37 및 38)은 미리 정의된 지오메트리의 스팬들을 여기시킬 수 있기 위해, RF 필스들의 방사에 필요한 자계 균질성 파일들을 생성한다. 스팬 에코(39)는 판독 경사(36) 동안 전형적인 대로 판독된다.

[0038]

도 2 및 도 3에 제시된 예들에서, 보상 자계 경사들은 RF 필스들의 스위칭 동안에만 스위칭된다. 그러나, 예를 들어 RF 필스의 방사와 신호 판독 사이에 지연 시간이 요구되는 경우에, 보상 자계 경사들이 RF 필스의 방사 없이도 스위칭되는 것이 가능하다.

[0039]

도 2 및 도 3에서 분명한 바와 같이, 슬라이스 선택 경사 또는 필스화된 보상 자계 경사 중 어느 하나가 유리하게 항상 스위칭된다. 이것은 결과적인 가로 자화가 오직 자계 불균질성으로 인해 훨씬 강하게 감소된다는 이점을 갖는다.

[0040]

MR 이미지를 생성하는 데에 필요한 지속기간, 즉 미가공 데이터 공간이 원하는 해상도를 갖는 MR 이미지를 생성

할만큼 충분하게 스캐닝될 때까지가 지속기간으로서 정의된다.

[0041] 예를 들어, 도 2 및 도 3의 개별 경사들은 이하의 수학식을 통해 계산될 수 있다:

수학식 1

$$G_{SS} = k_{SS,1}G_X + k_{SS,2}G_Y + k_{SS,3}G_Z + k_{SS,4}G_{Z^2} + k_{SS,5}G_{ZX} + k_{SS,6}G_{ZY} + k_{SS,7}G_{X^2-Y^2} + k_{SS,8}G_{XY} + \dots$$

$$G_{RO} = k_{RO,1}G_X + k_{RO,2}G_Y + k_{RO,3}G_Z + k_{RO,4}G_{Z^2} + k_{RO,5}G_{ZX} + k_{RO,6}G_{ZY} + k_{RO,7}G_{X^2-Y^2} + k_{RO,8}G_{XY} + \dots$$

$$G_H = k_{H,1}G_X + k_{H,2}G_Y + k_{H,3}G_Z + k_{H,4}G_{Z^2} + k_{H,5}G_{ZX} + k_{H,6}G_{ZY} + k_{H,7}G_{X^2-Y^2} + k_{H,8}G_{XY} + \dots$$

[0043] 이제 (도 2 및 도 3에 도시된 것과 같은) 복수의 경사가 동시에 스위칭되는 경우에, 수학식 1의 각종 계수들은 모든 개별 경사 코일에 대해 산술적으로 합산되고, 모든 함수에 대한 최종 각종 값 결과는 원하는 자체 경사를 생성하기 위해 경사 코일의 대응 권선 내에서 필요한 암페어 수(amperage)를 계산하기 위해 이용된다.

[0044] 당연히, 본 발명은 경사 에코 시퀀스 및 스판 에코 시퀀스와 같은 이미징 시퀀스들에 한정되지 않으며; 오히려 모든 다른 알려진 이미징 시퀀스들을 이용하는 것이 가능하다. 여기에서, 보상 자체 경사는 다른 경사들과 같이, RF 펄스들의 방사 동안에 간단하게 다시 스위칭될 수 있거나, 자화의 반전을 고려하는 것과 같이, 반전과 신호 판독 간에 지연 기간이 요구되는 경우에는 단독으로 스위칭될 수도 있다.

[0045] 본 발명에 따른 추가의 실시예가 도 5에 제시되어 있다. 도 5에 제시된 실시예는 도 4에 제시된 실시예와 유사하고, 여기에서 동일 컴포넌트들은 동일한 참조부호를 갖는다. 분명한 바와 같이, 도 5의 실시예에서, 2개의 부분으로 된 경사 코일(50)이 이용되었다. 이것은 피검자를 위한 시야의 추가 개방을 허용한다. 2-부분 코일을 통해, 피검자 위에 다른 치료 디바이스들(예를 들어, 방사선 요법 디바이스 또는 외과적 기구)을 위치시키는 것도 가능하다.

[0046] 도 6에서, 예를 들어 더 작은 경사 코일(61)이 이용될 수 있는 실시예가 다시 도시되어 있다. 전신 경사 코일은 필요하지 않고; 검사 영역에 맞춰진 훨씬 더 작은 코일을 이용하는 것이 가능하다. 이러한 코일(61)은 RF 펄스들을 방사하기 위한 통합된 RF 코일 장치를 더 갖는다.

[0047] 자석 구조물이 다른 예시적인 실시예들에 비하여 분극 필드 B0 방향으로 짧아지도록 설계된, 본 발명에 따른 추가의 실시예가 도 7에 도시되어 있다. 예를 들어, 자체는 차폐 코일 구성요소(72)를 이용하여 4개의 코일 구성요소(71)에 의해 생성될 수 있다. 이러한 자석 구조물은 도 5의 2-부분 경사 코일(50)과 결합될 수 있다. 측정 필드(21) 내의 자체 불균질성을 짧은 구조의 형상으로 인해 외측 에지에서 특히 크기 때문에, 측정 필드 내에서의 자체 균질성을 증가시키기 위해, 경사 코일들은 자체의 세로 축을 넘어 돌출할 수 있다.

[0048] 도 8에 도시된 실시예에서는, 도 7로부터의 자체 구조물이 도 6으로부터의 경사 코일(61)과 결합된다. 예를 들어, 두부(head)에서의 노출만이 중요하다면, 경사 코일(61)은 전송 및 수신 코일로서도 기능하는 통합된 코일일 수 있다. 도 8에서 분명한 바와 같이, 그러한 MR 시스템에서는, 제어 유닛(61)만이 제공되고 그 외에는 밀폐감을 유발할 수 있는 어떠한 지오메트리 제한도 없으므로, 자체 내에 더 큰 공간이 제공된다.

[0049] MR 시스템의 자체가 도 9에 개략적으로 도시되어 있는데, 이 MR 시스템은 초전도 자체가 아니라, 분극 필드 B0 가 2개의 극편(pole shoes)(91 및 92)에 의해 생성되는 C-아암(arm) 자체으로 알려져 있는 것을 갖는다. 도시된 실시예에서, B0 필드는 위에서 언급된 표의 Z²에 의해 기술될 수 있는 공간 분포를 갖는 강한 불균질성을 갖는다. 본 발명에 따르면, 이러한 불균질성은 자체 보상 경사로서 이러한 Z² 경사 곡선을 보상하는 전신 경사 코일(93)에 의해 보상될 수 있다.

[0050] 요약하면, 본 발명은 예를 들어 ±25 밀리테슬라 이상과 같이, 밀리테슬라 범위 내에 있는 자릿수의 B0 필드 불균질성의 정정을 가능하게 한다. 그러나, 가변 전류가 흐르는 이러한 코일들은 이미징 시퀀스의 기간에 걸쳐 전류가 일정하지 않다. 이러한 필드 보상은 보상 자체 경사를 생성하기 위해, 코일들 내의 전류들을 통해 발생하며, 코일은 초전도성이 아니다. 측정 시퀀스 내의 이러한 전류 펄스들은 공간 코딩을 위해 이용되는 전류들과 유사하다. 스판 영위상화(spin dephasing)를 최소화하기 위해, 경사들(제1 경사 또는 자체 보상 경사)의 스위칭이 없는 기간들이 회피되도록 이미징 시퀀스들을 설정하는 것이 가능하다.

[0051] 또한, 균질의 플립 각도 분포 또는 정의된 여기 프로파일들을 달성하기 위해, 또는 예를 들어 선택적인 층별 프

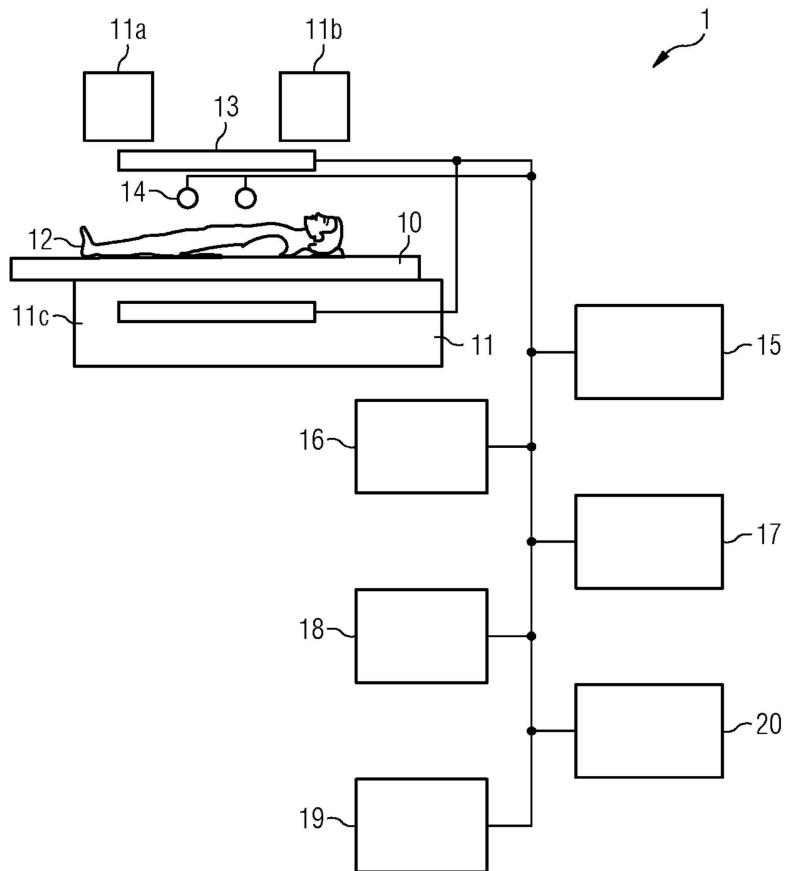
로파일들(selective stratification profiles)을 달성하기 위해, 복수의 방사 채널이 이용될 수 있다.

[0052]

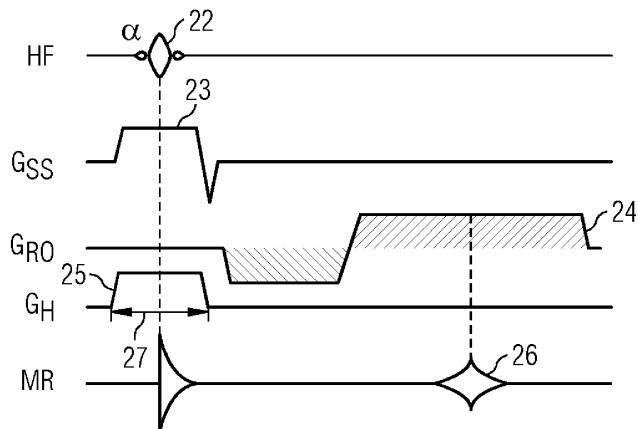
추가로, 쳐프 변조(chirp-modulated) RF 펄스로 알려져 있는 것을 이용하는 것이 가능하다. 제1 자계 불균질성의 보상이 측정 필드에 걸쳐서 (예를 들어) 5-10ppm의 범위 내에서 달성되지 않는 경우, 협대역 RF 펄스를 대신하여 광대역 RF 펄스가 이용될 수 있다. 이러한 RF 펄스들은 쳐프 변조 RF 펄스들일 수 있다.

도면

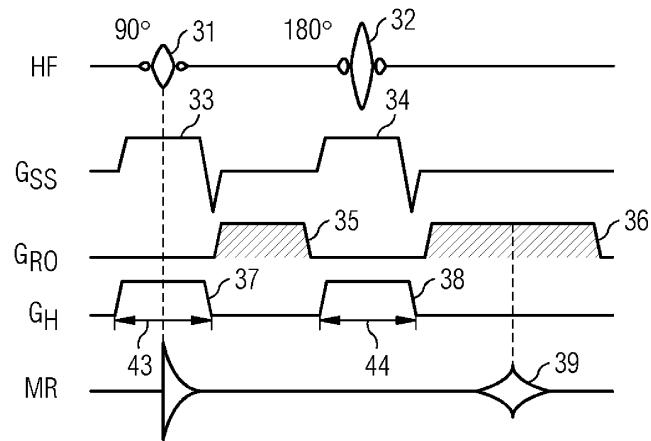
도면1



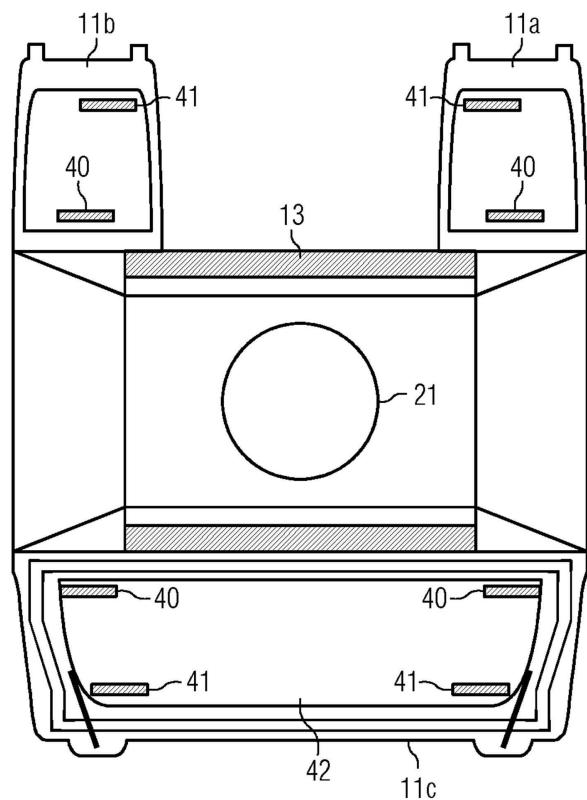
도면2



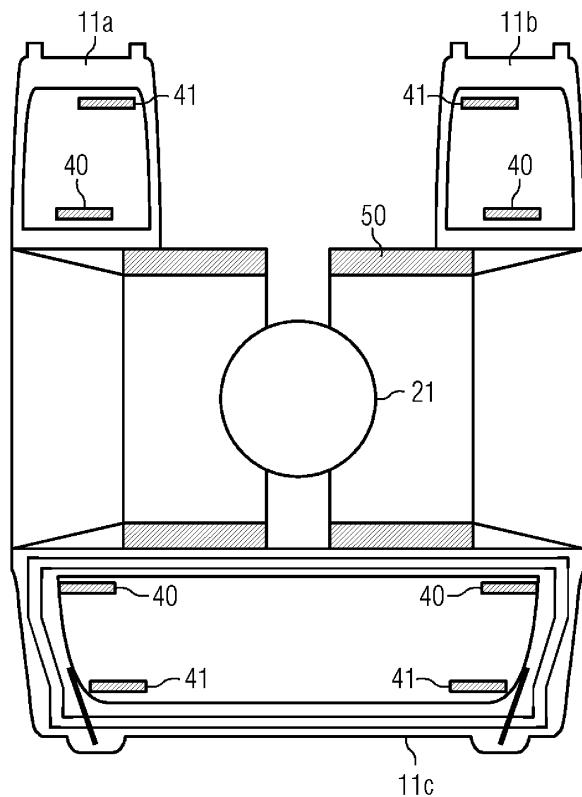
도면3



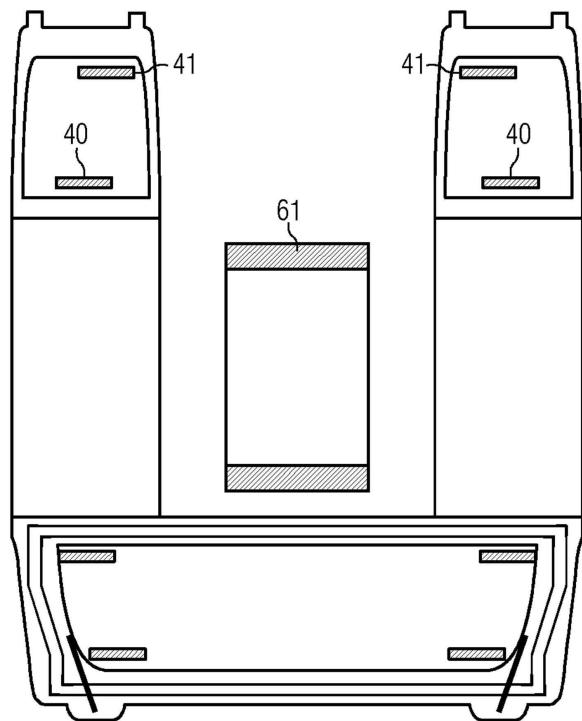
도면4



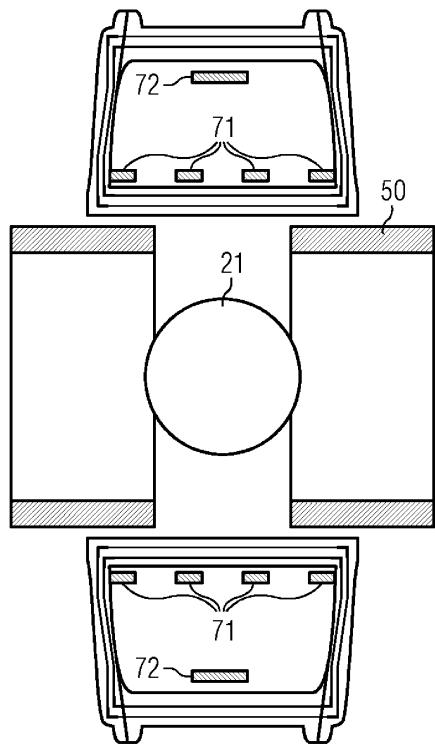
도면5



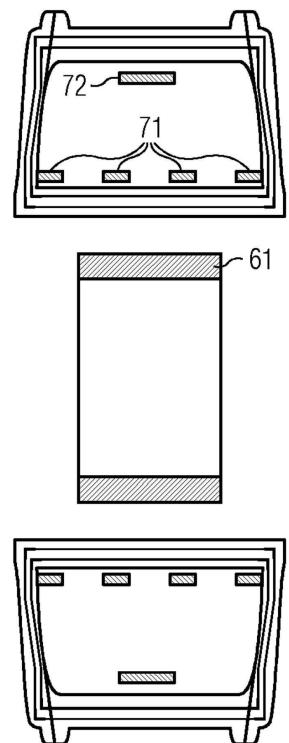
도면6



도면7



도면8



도면9

