



(19) 대한민국특허청(KR)
 (12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년05월30일
 (11) 등록번호 10-1625715
 (24) 등록일자 2016년05월24일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/055 (2006.01)
- (21) 출원번호 10-2013-0109229
 (22) 출원일자 2013년09월11일
 심사청구일자 2014년08월07일
 (65) 공개번호 10-2014-0035838
 (43) 공개일자 2014년03월24일
 (30) 우선권주장
 102012216353.0 2012년09월14일 독일(DE)
 (56) 선행기술조사문헌
 JP09122101 A
 JP2000093403 A
 JP2002306447 A
 JP2008264499 A

- (73) 특허권자
지멘스 액티엔게젤샤프트
 독일 뮌헨 80333 비델스파히프라츠 2
 (72) 발명자
바흐슈미트, 테레사
 독일 90429 뉘른베르그 몰트케스트라쎄 8
파우츠, 한스-피터
 독일 91301 포히하임 누브바움스트라쎄 39
 (뒷면에 계속)
- (74) 대리인
양영준, 백만기, 정은진

전체 청구항 수 : 총 11 항

심사관 : 최성수

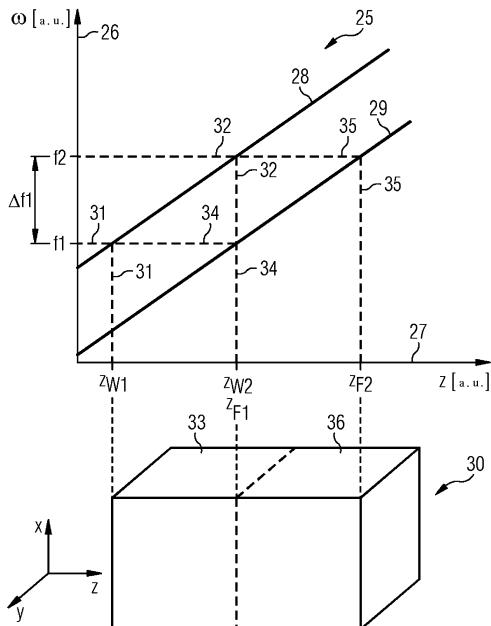
(54) 발명의 명칭 자기 공명 시스템을 제어하는 방법 및 제어 장치

(57) 요약

자기 공명 시스템을 제어하는 방법 및 제어 장치가 개시된다.

여기 단계와 획득 단계를 포함하는 제1 펄스 시퀀스를 실행하기 위해 자기 공명 시스템(1)을 제어하는 방법이 설명된다. 여기 단계에서, 공간 의존 기본 자계를 생성하기 위해 경사 방향으로 제1 경사가 인가된다. 선택적인 (뒷면에 계속)

대 표 도 - 도3



무선 주파수 여기 펄스(A)가 실행되고, 상기 선택적인 무선 주파수 여기 펄스는 검사 볼륨(30)의 제1 부분 영역(33)에서 제1 재료는 여기하지만 제2 재료는 여기하지 않고, 상기 선택적인 무선 주파수 여기 펄스는 검사 볼륨(30)의 제2 부분 영역(36)에서 제1 재료는 여기하지 않지만 제2 재료는 여기한다. 획득 단계에는, 검사 볼륨의 제1 및 제2 부분 영역의 원시 데이터를 획득 - 이 획득은 경사 방향을 따라 공간적으로 코딩됨 - 하기 위하여 비선택적인 리포커싱 펄스(R)가 실행된다. 게다가, 자기 공명 시스템(1)의 제어를 위한 제어 장치(13)가 설명된다.

(72) 발명자

굼브레흐트, 웬

독일 91074 헤르조게나우라흐 인 데르 로에트 1

풀, 도미니크

독일 91088 부벤로이트 비르켄알레 6

명세서

청구범위

청구항 1

제1 펄스 시퀀스를 실행하기 위해 자기 공명 시스템(1)을 제어하는 방법으로서,

경사 방향으로 제1 경사를 인가하여 공간 의존 기본 자계(spatially dependent basic magnetic field)를 생성하고, 검사 볼륨(30; 45)의 제1 부분 영역(33; 46)에서 제1 재료를 여기하고 제2 재료를 여기하지 않으며 상기 검사 볼륨(30; 45)의 제2 부분 영역(36; 47)에서 상기 제1 재료를 여기하지 않고 상기 제2 재료를 여기하는 선택적인 무선 주파수 여기 펄스(A)를 실행하는 여기 단계; 및

상기 검사 볼륨(30; 45)의 상기 제1 및 제2 부분 영역(33, 36; 46, 47)의 원시 데이터의 획득을 위해 다수의 리포커싱 펄스들(R)을 실행하는 획득 단계

를 포함하고,

상기 획득은 상기 경사 방향(z)을 따라 공간적으로 코딩되고,

상기 리포커싱 펄스들은 모두 비선택적인 리포커싱 펄스들로서 방출되는, 자기 공명 시스템 제어 방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 원시 데이터의 획득은 공간 코딩을 이용하여 3차원적으로 이루어지는, 자기 공명 시스템 제어 방법.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 3차원 공간 코딩은 제1 차원 및 제2 차원에서는 위상 코딩의 형태로 이루어지고, 제3 차원에서는 주파수 코딩의 형태로 이루어지는, 자기 공명 시스템 제어 방법.

청구항 4

제3항에 있어서, 위상 코딩이 상기 경사 방향을 따라 이루어지는, 자기 공명 시스템 제어 방법.

청구항 5

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 공간 의존 기본 자계를 상기 경사에 의해 조정하여, 상기 검사 볼륨(30; 45)의 상기 제1 부분 영역(33; 46) 내의 상기 제1 재료의 핵 스픬의 공명 주파수가 제1 주파수(f1)와 제2 주파수(f2) 사이에 놓이고, 상기 검사 볼륨(30; 45)의 제2 부분 영역(36; 47) 내의 상기 제2 재료의 핵 스픬의 공명 주파수가 상기 제1 주파수(f1)와 상기 제2 주파수(f2) 사이에 놓이도록 하는, 자기 공명 시스템 제어 방법.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 선택적인 무선 주파수 여기 펄스의 주파수 스펙트럼은 상기 제1 주파수(f1)와 상기 제2 주파수(f2) 사이에 놓이는, 자기 공명 시스템 제어 방법.

청구항 7

제1항 또는 제2항에 있어서, 공간 의존 기본 자계를 생성하기 위해 상기 제1 경사와는 대수 부호가 상이한 제2 경사를 적용하고, 상기 선택적인 무선 주파수 여기 펄스(A)를 실행하는 여기 단계를 포함하여, 제2 펄스 시퀀스를 실행하는, 자기 공명 시스템 제어 방법.

청구항 8

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 선택적인 무선 주파수 여기 펄스(A)가 주파수-오프셋되는 여기 단계를 포함하여, 제2 펄스 시퀀스를 실행하는, 자기 공명 시스템 제어 방법.

청구항 9

RF 송신 안테나 시스템(5), 경사 시스템(6), 및 RF 수신 안테나 시스템(7)을 포함하는 자기 공명 시스템을 제어하는 제어 장치(13)로서,

상기 제어 장치(13)는, 경사 방향에 따라 제1 경사를 인가하여 공간 의존 기본 자계를 생성하기 위하여 상기 경사 시스템(6)을 제어하고; 검사 볼륨(30; 45)의 제1 부분 영역(33; 46)에서 제1 재료를 여기하고 제2 재료를 여기하지 않으며 상기 검사 볼륨(30; 45)의 제2 부분 영역(36; 47)에서 상기 제1 재료를 여기하지 않고 상기 제2 재료를 여기하는 선택적인 무선 주파수 여기 펄스(A)를 실행하기 위하여 상기 RF 송신 안테나 시스템(5)을 제어하고; 상기 검사 볼륨(30; 45)의 원시 데이터의 획득을 위한 다수의 리포커싱 펄스들(R)을 실행하기 위하여 상기 RF 송신 안테나 시스템(5)을 제어하도록 설계되어 있고, 상기 획득은 상기 경사 방향을 따라 공간적으로 코딩되고, 상기 리포커싱 펄스들은 모두 비선택적인 리포커싱 펄스들로서 방출되는, 제어 장치(13).

청구항 10

제9항에 따른 제어 장치(10)를 포함하는 자기 공명 단층 촬영 시스템(1).

청구항 11

프로그램이 기록된 컴퓨터 관독가능한 기록매체로서,

상기 프로그램은,

자기 공명 단층 촬영 시스템(1)의 프로그램 가능한 제어 장치(13)의 메모리 내에 직접 로딩될 수 있고, 상기 제어 장치(13)에서 프로그램이 실행될 때 제1항 또는 제2항에 따른 방법의 모든 단계들을 실행하기 위한 프로그램 코드를 포함하는, 컴퓨터 관독가능한 기록매체.

청구항 12

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 펄스 시퀀스를 실행하기 위해 자기 공명 시스템을 제어하는 방법 및 제어 장치에 관한 것이다. 본 발명은 또한, 이하에서 자기 공명 시스템이라고도 약칭되는 자기 공명 단층 촬영 시스템(magnetic resonance tomography system)에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 자기 공명 단층 촬영 - 핵 자기 공명 단층 촬영이라고도 함 - 은 살아 있는 검사 대상의 내부의 영상을 얻기 위한 널리 이용되는 기술이다.

[0003] 원자 핵 - 예를 들어, 수소 원자 - 은 스핀(spin)을 갖고 있다. 스핀은 원자 입자의 양자 역학적 성질이다. 스핀은 원자 입자가 자성을 띠는 효과를 가지며, 이것은 스핀을 갖는 원자핵은 항상 자성을 띤다는 것을 의미한다. 이를 스핀은 처음에 임의의 방향으로 작용한다. 이들은 벡터로서 간주될 수 있다. 피험체, 예를 들어, 인체에는, 스핀을 갖는 원자가 존재한다.

[0004] 자기 공명 단층 촬영 시스템에서, 피험체는 통상적으로 기본 자계 자석 시스템의 도움에 의해 비교적 높은 기본 자계 B_0 (예를 들어, 1, 5, 3 또는 7 테슬라 등)에 노출된다. 정자계(static magnetic field) B_0 의 힘 효과는 자력선에 평행한 및 반평행한 우선적 스핀 방향을 생성한다. 이로써 한 방향으로 과잉이 형성되어, 스핀 양상 블(spin ensemble)의 거시적 자화로 이어진다.

[0005] 고주파(radio-frequency) 자계 B_1 이 정자계 B_0 에 중첩된다. (통상 무선 주파수 여기 펄스에 의해 생성되는) 이 무선 주파수 자계는, 무선 주파수 여기 신호가 스핀의 세차 주파수(precession frequency)와 공명될 때 스핀이 B_0 자계에 의해 생성된 정상 상태(steady state)를 벗어나게 한다. 세차 주파수는 라며 주파수(Larmor frequency)라고도 한다. 이것은 외부 자계의 강도에 의존한다. 무선 주파수 여기 신호를 통해, 이 무선 주파

수 자계에 의해 공명 상태로 여기되는 원자의 핵 스픈은 기본 자계의 자력선에 관해 정의된 플립 각도(flip angle)로 플립된다.

[0006] 핵 공명 자화를 위한 무선 주파수 신호의 방출은 대부분 "전신 코일(whole-body coil)" 또는 "몸체 코일(body coil)"이라 알려진 것에 의해 이루어진다. 전신 코일의 전형적인 설계는, 검사시에 환자가 위치하는 단층 촬영의 환자 공간 주변에 배열된 - 길이방향 축에 평행하게 이어져 있는 - 복수의 트랜스미션 로드(transmission rod)를 포함하는 케이지 안테나(새장 안테나)이다. 안테나 로드들은 각각 그들의 정면축에서 고리 형태로 서로 용량 접속되어 있다. 그러나, 지금은 MR 여기 신호의 방출을 위해 몸체에 가까운 국지적 코일이 더 자주 이용된다. 자기 공명 신호의 수신은, 통상 국지적 코일에 의해 이루어지지만, 어떤 경우에는 또한 대안적으로 또는 추가적으로 몸체 코일에 의해 이루어진다.

[0007] 경사 코일(gradients coil)을 통해 경사 방향을 따라 경사(gradients)가 인가된다. 이로써 자계 B_0 는 선형적으로 증가한다. 그에 따라 경사 방향을 따른 핵 스픈의 세차(precession)는 상이하다; 한 곳에서는 스픈이 더 느리게 회전하고 다른 곳에서는 더 빨리 회전한다. 따라서 이들은 상이한 주파수들에서 공명을 보인다. 핵 스픈의 공간 선택적 여기(spatially selective excitation)는 중첩된 경사 자계를 통해 가능하다.

[0008] 여기 무선 주파수 신호, 또는 여기 무선 주파수 펄스는 중심 주파수 주위의 정의된 대역폭의 이웃 주파수들을 수용한다. 이런 방식으로 경사 방향을 따라 원하는 영역이 여기될 수 있다.

[0009] 거의 모든 분자들에서, 복수의 수소 원자들이 다양한 위치에 결합되어 있다. 다양한 위치란, 상이한 화학적(및 그에 따라 대부분 상이한 자기적) 환경을 의미한다. 이로써 국지적 자계는 감소되거나 증가된다; 결합된 양성자의 공명 주파수는 전형적인 라며 주파수보다 다소 더 낮거나 더 높다.

[0010] 따라서 생체 조직의 핵 스픈은 자계에서 균일한 세차 주파수를 갖지 않고, 오히려, 조직 유형마다 그들의 화학적 환경에 따라 상이하다. 이것은 통상적으로 화학적 변위(chemical shift)라고 한다. 지방은 스펙트럼에서 복수의 피크를 갖지만, 하나는 강하게 드러나며 촬영을 위한 높은 신호를 제공한다. 지방 조직과 물의 1차 피크간의 화학적 변위는, 예를 들어, 약 3.5 ppm이다.

[0011] 여기 후에, 핵 스픈들은 다시 플립되어 기본 자계에 의해 실시되는 그들의 초기 상태로 돌아간다. 이것은 이른바 핵 스픈의 완화(relaxation)라고 알려져 있다. 이것은 종방향 완화와 횡방향 완화에서 차이가 난다. 종방향 완화는 기본 자계 B_0 의 자력선을 따른 자화의 재설정을 기술한다. 횡방향 완화는 기본 자계 B_0 의 자력선을 가로지르는 무선 주파수 자계 B_1 에 의해 야기되는 자화의 소실을 기술한다. 조직들마다 상이한 완화 시간을 가진다.

[0012] 세차에서, (자기 공명 신호라고 알려진) 무선 주파수 신호가 방출되고 이는 적절한 수신 안테나에 의해 수신되어 추가 처리된다. 이러한 방식으로 획득된 원시 데이터(raw data)로부터 원하는 영상 데이터가 재구성된다. 수신 안테나는 무선 주파수 여기 펄스를 방출하는 안테나와 동일할 수 있거나, 별개의 수신 안테나일 수 있다.

[0013] 본 출원에서, "지방 신호"라는 것은, 지방 조직에 위치한 핵 스픈이 완화시에 의해 방출하는 신호이다. "물 신호"라는 것은, 수성 영역(aqueous region)에 위치한 핵 스픈이 완화시에 의해 방출하는 신호이다.

[0014] 세차에서 방출되어 수신 안테나에 의해 수신되는 신호는 촬영을 가능케 하기 위해 공간적 연관(spatial association)이 가능해야 한다. 이를 위해, 코딩 경사를 통한 신호의 획득시에 공간 코딩이 구현된다.

[0015] 2D 자기 공명 펄스 시퀀스의 경우, 공간 코딩은 2개 방향 또는 차원에서 이루어진다. 따라서, 매우 얇은 슬라이스에 대해 영상 정보 또는 원시 데이터가 각각 판독된다. 슬라이스는 미리 선택된다. 3D 자기 공명 펄스 시퀀스의 경우, 공간 코딩은 3개 방향 또는 차원에서 이루어진다. 따라서, "슬랩(slab)"이라 알려진, 전체 볼륨에 대해 영상 정보 또는 원시 데이터가 각각 판독된다.

[0016] 원시 데이터는 k-공간이라 알려진 행렬로 기입된다. K-공간은, 대상 자화(subject magnetization)를 포함하는 위치 공간으로 푸리에-컨주제이트(Fourier-conjugated)되는 공간 또는 공간 주파수 위치에 대응한다. k-공간 축들은 공간 주파수라 알려진 것이다. K-공간은 거리에 반비례하는 단위, 예를 들어, 1/cm를 갖는다. 3D 단층 촬영에서, k-공간도 역시 3차원이다.

[0017] 정자계 차이는 완화시 스픈의 다양화에 기여한다. 스픈 에코 시퀀스(spin echo sequence)에서, 이 다양화는 리포커싱 펄스(refocusing pulse), 또는 일련의 리포커싱 펄스를 통해 취소된다. 복수의 리포커싱 펄스(통상 180° 펄스)가 직렬로 이어진다면, 복수의-에코 시퀀스에 의해 생성되는 복수의 스픈 에코가 발생한다. k-공간에

서의 등록(registration)은 무엇보다도 원하는 콘트라스트에 의존한다. 종종 선행 에코들 - 즉, 더 작은 위치 수(position number)를 갖는 에코들 - 은 초기에 중앙 k-공간에 등록된다.

[0018] SPACE(Sampling Perfection with Application optimized Contrast using different flip angle Evolutions)는 매우 긴 에코열을 가질 수 있는 3차원 터보 스픬 에코 시퀀스 방법 - 더 정확히는 단일 슬랩 3D 터보 스픬 에코 방법 - 의 예이다. 예를 들어, 긴 에코 시간은 40 대지 수백 에코들을 포함한다; 예를 들어, 수 천 에코들도 역시 가능하다. "제공된 신호 전개"(규정된 신호 진전)을 위해, 에코열 내의 리포커싱 펄스의 플립각은 상이한 조직 유형의 특성들 (T1 및 T2)에 적응된다. 가변 플립각 곡선(플립각 진전)이 얻어진다. 상이한 조직 유형들에 대해 원하는 신호 강도가 생성된다. 예를 들어, 원하는 콘트라스트가 그에 따라 생성될 수 있다.

[0019] 검사 대상의 자기 공명 영상은 궁극적으로 수신된 자기 공명 신호에 기초하여 생성된다. 이로써 자기 공명 영상 내의 각 영상 포인트가 - "복셀(voxel)"이라 알려진 - 작은 물리적 볼륨과 연관되고 영상 포인트들의 각각의 휘도 또는 강도 값이 이 복셀로부터 수신되는 자기 공명 신호의 신호 진폭과 연계된다. 이로써, 자계 강도 B_1 을 갖는 공명의 방출된 RF 펄스와 그에 따라 달성되는 플립각 α 사이의 연계가 다음과 같은 수학식에 의해 제공된다:

수학식 1

$$\alpha = \int_{t=0}^{\tau} \gamma \cdot B_1(t) \cdot dt$$

[0020] 여기서, γ 는 자기 회전비 - 대부분의 핵 자기 공명 검사에 대해 고정된 재료 상수로 간주될 수 있음 -이고, τ 는 무선 주파수 펄스의 유효 지속기간이다.

[0022] 많은 경우에, 주요 관심대상이 되는 물 신호보다 우수한 매우 밝은 지방 신호는 가능한 병리학적 진단에서 종종 문제가 된다.

[0023] 따라서, 지방 신호를 억제하기 위한 가능성들이 이미 제안되어 왔다. 예를 들어, 실제 측정 이전에, 주파수-선택적 펄스가 지방 조직에 있는 양성자들의 세차 주파수에서 방출되어, 그들의 스픬이 포화되고 후속하는 영상 획득에서의 신호에 기억하지 않도록 한다.

[0024] 추가의 가능성이 덕슨 시퀀스(Dixon sequence)라 알려진 것에 의해 제공되는데, 여기서는, 복수의 에코들이 상이한 에코 시간들(여기 또는 리포커싱 펄스 이후의 시간)에서 획득된다. 상이한 재료들(따라서, 예를 들어, 지방과 물)의 영상 데이터는 그 위상에 있어서 어긋나 있다. 이것은 후-처리 조치로서, 획득된 원시 데이터가 소급 처리(retroactively process)된다는 것을 의미한다. 이러한 덕슨 시퀀스는, 예를 들어, H. Yu 등의 "Implementation and Noise Analysis of Chemical Shift Correction for Fast Spin Echo Dixon Imaging" in Proc. Int'l. Soc. Mag. Reson. Med. 11 (2004), 2686에 기술되어 있고, 여기서 덕슨 시퀀스는 정의된 위상 항과 k-공간 라인들의 곱셈을 통해 영상 평면 내에서의 화학적 변위의 보정을 달성하기 위해 거기에 설명된 방법에서 이용되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0025] 그러나, 이전에 알려진 방법들은 강한 B_1 불균일성을 갖는 영역에서 단점이 있다: 종래의 지방 포화법은 미리 결정된 플립각이 가능한 한 정확하게 달성된다는 사실에 근거한다. 높은 기본 자계 강도($B_0 \geq 3T$)에서, 이것은 종종 해당되지 않는다. 제안된 방법은 프리-펄스 및 반전 펄스를 포기하기 때문에, 이것은 B_1 불균일성에 덜 영향을 받는다. 알려진 방법들은 또한 달성될 수 있는 영상의 해상도가 제한되어 있다: 소정 상황에서, 원하는 해상도는 에코열 내의 개별 에코들의 타이밍 문제로 인해 덕슨 TSE에서 달성될 수 없다. DIXON 법에서는, 지방 영상이 잘못하여 물 영상을 보여주거나 그 반대의 경우와 같이, 지방과 물의 분리시에 혼란이 발생될 수 있다.

[0026] 지방 신호가 명확하게 물 신호와 분리될 수 있는, 3차원 자기 공명 단층 촬영에서 사용할 수 있는 방법과 자기

공명 시스템을 제어하는 대응하는 제어 장치를 제공하는 것이 본 발명의 목적이다.

과제의 해결 수단

- [0027] 이 목적은, 특히 청구항 1에 따른 방법, 특히 청구항 10에 따른 제어 장치, 및 특히 청구항 11에 따른 자기 공명 단층 촬영 시스템을 통해 달성된다.
- [0028] 본 발명에 따른 방법은 여기 단계(excitation phase)와 획득 단계(acquisition phase)를 포함한다. 여기 단계에서, 공간 의존 기본 자계를 생성하기 위해 경사 방향으로 제1 경사가 인가된다. 선택적인 무선 주파수 여기 펄스가 실행되고, 여기서, 선택적인 무선 주파수 여기 펄스는, 검사 볼륨의 제1 부분 영역의 화학적 변위로 인해 제1 재료는 여기하지만 제2 재료는 여기하지 않는다. 선택적인 무선 주파수 여기 펄스는 제2 부분 영역에서 제1 재료는 여기하지만 제2 재료는 여기하지 않는다. 획득 단계에는, 경사 방향을 따른 검사 볼륨의 제1 및 제2 부분 영역의 공간 코딩된 원시 데이터를 획득하기 위하여 다수의(즉, 적어도 하나의, 그러나 유익하게는 더 많은) 리포커싱 펄스가 실행된다. 리포커싱 펄스는 일반적으로 선택적 또는 비선택적일 수 있다.
- [0029] 원칙적으로, 본 발명에 따른 방법은, 서로에 관하여 화학적 변위를 보이는 임의의 재료, 예를 들어, 특정한 대사 산물(metabolite)의 측정에 적용 가능하다. 그러나, 대부분의 임상 시험에서의 주요 문제는 - 이미 위에서 설명한 바와 같이 - 통상적으로 여기되는 물에 비해 지방 부분의 높은 신호이고, 따라서 재료가 물과 지방일 경우 이 방법이 유익하게 적용된다. 이것은, 물 또는 지방은 바람직하게는 본 발명의 의미에서 제1 재료 및 제2 재료로서 이해되어야 하는 것을 의미한다. 따라서, 이하에서는, 이러한 재료들은 항상 예로서 사용되는 것이며 본 발명을 이것들로 제한하지 않는다.
- [0030] 공지된 방식으로, 경사 방향으로 인가된 경사는, 핵 스핀의 라머 주파수가 경사를 따라 변한다는 효과를 가진다. 따라서, 실행된 선택적인 무선 주파수 여기 펄스는, 소정 영역에서, 사실상, 핵 스핀(즉, 그들의 라머 주파수)이 여기 펄스의 주파수와 공명되는 영역에서만, 핵 스핀을 여기할 것이다. 이로써 여기 펄스의 대역폭은 여기된 영역의 두께를 결정한다.
- [0031] 제1 재료와 제2 재료 사이의 화학적 변위로 인해, 특히 물과 지방 사이의 화학적 변위로 인해, 물과 지방에 대해 서로 반대로 변위된 영역들이 여기된다. 선택적인 무선 주파수 여기 펄스는 이제, 제1 재료(예를 들어, 물)는 제1 부분 영역에서 여기되고 제2 재료(예를 들어, 지방)는 상기 제1 부분 영역에서 여기되지 않도록 선택된다. (제1 부분 영역과는 상이한) 제2 부분 영역에서, 제1 재료는 여기되지 않고 제2 재료는 여기된다.
- [0032] 획득 단계에서, 경사 방향을 따라 공간 코딩이 구현된다. 따라서, 제1 재료가 여기되는 부분 영역이 공간 코딩에 의해 획득되고, 제2 재료가 여기되는 제2 부분 영역이 공간 코딩에 의해 획득된다. 2개의 부분 영역의 획득은 동일한 획득 단계에서 이루어진다. 즉, 획득 단계는 양쪽 부분 영역에 공통이다. 획득 단계에서, (예를 들어, 재료 물만의) 제1 부분 영역에서 및 (재료 지방만의) 제2 부분 영역에서 생성되는 원시 데이터의 획득이 이루어진다. 후-처리에서 물 신호와 지방 신호의 추가 분리 없이, 간접하는 지방 신호가 중첩되지 않으면서 제1 부분 영역에서 순수한 물 신호를 나타내는 영상 획득이 이루어진다. 제2 영역에서, 영상 획득은, 물 신호가 존재하지 않는 순수한 지방 신호를 생성한다.
- [0033] 따라서, 본 발명에 따른 방법은 특정적으로 물만을 여기하거나 지방만을 여기하고, 공간 코딩에 의해 이들 영역들을 특정적으로 획득하는 가능성을 제공한다. 상이한 재료들의 신호들을 분리하는 후속 데이터 처리는 요구되지 않는다.
- [0034] 이를 위해 여기 펄스 대역폭의 신중한 선택이 요구된다. 이로써 대역폭은 경사에 적응되어야 한다. 따라서, 제1 부분 영역 및 제2 부분 영역으로의 명확한 분리가 가능하다는 것이 보장된다. 이를 위해 통상적으로 협대역 펄스들이 요구된다. 예를 들어, 1 kHz의 여기 RF 펄스의 대역폭의 경우, 지방 신호는, 1.5 테슬라의 자계 강도에서 물 신호에 비해 약 0.63 mm만큼 변위된다. 3 테슬라에서, 이 변위는 1.5 테슬라 자계에 비해 두 배가 되며, 이는 그것이 1.26 mm임을 의미한다. 7 테슬라에서, 거리는 이미 2.98 mm이다.
- [0035] 자기 공명 시스템을 제어하기 위한 본 발명에 따른 제어 장치는, 방법의 구현을 위해 RF 송신 안테나 시스템, 경사 시스템, 및 RF 수신 안테나 시스템을 포함해야 한다. 제어 장치는, 경사 방향을 따라 제1 경사를 인가하여 공간 의존 기본 자계를 생성하기 위하여 경사 시스템을 제어하도록 설계되어야 한다. 제어 장치는 선택적인 무선 주파수 여기 펄스를 실행하기 위해 RF 송신 안테나 시스템을 제어해야 한다. 선택적인 무선 주파수 여기 펄스는 이로써 검사 볼륨의 제1 부분 영역에서 제1 재료는 여기하고, 제2 재료는 여기해서는 안 된다. 제어 장치는 또한, 경사 방향을 따라 공간 코딩된 원시 데이터의 획득을 위해 다수의 리포커싱 펄스들이 실행되도록 RF

송신 안테나 시스템을 제어한다.

[0036] 전형적인 컴포넌트들 외에도, 본 발명에 따른 자기 공명 단층 촬영 시스템은 본 발명에 따라 장착된 제어 장치를 요구한다.

[0037] 제어 장치의 앞서 인용된 컴포넌트들 중 다수는, 전적으로 또는 부분적으로, 대응하는 제어 장치의 프로세서에서 소프트웨어 모듈의 형태로 실현될 수 있다. 이것은, 기존의 제어 장치가 본 발명에 따른 방법의 구현을 위해 소프트웨어 설치를 통해 레트로피트(retrofit)될 수 있기 때문에 그만큼 유익하다. 따라서, 본 발명은 또한, 의료 촬영 시스템의 프로그램 가능한 제어 장치의 프로세서 내에 직접 로딩될 수 있는 컴퓨터 프로그램 제품으로서, 프로그램이 제어 장치에서 실행될 때 본 발명에 따른 방법의 모든 단계를 수행하기 위한 프로그램 코드 수단을 갖춘 컴퓨터 프로그램 제품을 포함한다.

[0038] 본 발명의 추가적인 특히 유익한 실시예들은 이하의 상세한 설명뿐만 아니라 종속항들로부터 나온다. 본 발명에 따른 제어 장치, 또는 본 발명에 따른 의료 촬영 시스템은 또한, 종속항들과 유사하게 개발될 수 있다.

[0039] 바람직한 실시예에서, 리포커싱 펄스들 중 적어도 하나는 비선택적이다. 모든 리포커싱 펄스들은 또한 비선택적일 수 있고, 또는, 일부는 비선택적이고 다른 일부는 선택적일 수 있다.

[0040] 바람직한 실시예에서, 원시 데이터의 획득은 공간 코딩에 의해 3차원적으로 이루어진다. 따라서, 펄스 시퀀스는 "슬랩"이라고도 하는, 3차원 볼륨에 대한 데이터를 생성한다. 따라서, 제1 및 제2 부분 영역도 역시 볼륨을 나타낸다. 슬라이스 영상들이 이후에 이를 볼륨을 통해 배치될 수 있다. 예를 들어, 제1 부분 영역에서는 물 신호로부터만 생기는 슬라이스 영상들을 볼 수 있고, 제2 부분 영역에서는 지방 신호로부터 생성된 슬라이스 영상들만이 디스플레이되게 할 수 있다.

[0041] 한 개발에서, 공간 코딩은 제1 차원과 제2 차원에서는 위상 코딩의 형태로 이루어지고 제3 차원에서는 유의하게도 주파수 코딩 뿐만 아니라 위상 코딩의 형태로 이루어질 수 있다.

[0042] 이로써 위상 코딩은 경사 방향을 따라 이루어질 수 있다.

[0043] 바람직하게는 공간 의존 기본 자계를 경사를 통해 조정하여, 검사 볼륨의 제1 부분 영역 내의 제1 재료의 핵 스팬의 공명 주파수가 제1 주파수와 제2 주파수 사이에 놓이고, 검사 볼륨의 제2 부분 영역 내의 제2 재료의 핵 스팬의 공명 주파수도 상기 제1 주파수와 상기 제2 주파수 사이에 놓이도록 한다. 따라서, 검사 볼륨의 제2 부분 영역 내의 제2 재료의 핵 스팬에 대한 것과 동일한 여기 주파수가 제1 영역 내의 제1 재료에 대해 요구된다. 따라서, 제1 부분 영역 내의 제1 재료와 제2 부분 영역 내의 제2 재료는 하나의 여기 펄스에 의해 특정적으로 여기될 수 있다.

[0044] 이 실시예의 개발에서, 선택적인 무선 주파수 여기 펄스의 주파수 스펙트럼은 제1 주파수와 제2 주파수 사이에 놓인다. 주파수 스펙트럼이 정확히 제1 주파수로부터 제2 주파수까지 펼쳐져 있다면, 제1 재료는 제1 부분 영역 전체에서 여기되고 제2 재료는 제2 부분 영역에 전체에서 여기된다. 2개의 여기된 영역들은 서로 인접한다.

[0045] 무선 주파수 여기 펄스가 그 스펙트럼에서 다소 더 좁은 대역을 갖는 경우를 생각해 볼 수 있다. 그러면, 제1 부분 영역과 제2 부분 영역 사이에는 아무런 여기도 발생하지 않는 중간 영역이 남아 있게 된다. 경사 방향을 따라 공간 코딩에 의해 획득이 이루어지기 때문에, 이것은 부분 영역들의 더 명료한 분리를 허용한다. 하나의 부분 영역 및 다른 부분 영역에서 생성되는 슬라이스 영상들은 물 여기 및 지방 여기와 명확하게 연관된다.

[0046] 한 개발에서, 본 발명에 따른 방법은 제1 펄스 시퀀스 및 제2 펄스 시퀀스를 포함한다. 제2 펄스 시퀀스는 공간 의존 기본 자계를 생성하는 제2 경사를 갖는 여기 단계를 포함한다. 제2 경사는 대수 부호에서 제1 경사와 상이하다. 동일한 선택적인 무선 주파수 여기 펄스가 실행된다. 제1 경사에 관한 제2 경사의 역전은, 검사 볼륨의 제1 부분 영역에서 선택적인 무선 주파수 여기 펄스를 여기하는 경우 제2 재료는 여기되고 제1 재료는 여기되지 않는 결과를 가진다. 제2 펄스 시퀀스에서 제1 펄스 시퀀스와 상이하지 않는 선택적인 무선 주파수 여기 펄스는, 따라서, 제2 부분 영역에서 제1 재료는 여기하고 제2 재료는 여기하지 않는다.

[0047] 이러한 방식으로 개발된 방법은 동일한 검사 볼륨의 영상 데이터로 이어지고, 제1 영상 데이터 세트에서 영상 신호들은 제1 부분 영역 내의 제1 재료로부터 생기고 제2 부분 영역 내의 제2 재료로부터 생긴다. (제2 펄스 시퀀스에 의해 생성되는) 제2 데이터 세트에서, 영상 신호들은 제1 부분 영역 내의 제2 재료로부터 생기고, 제2 부분 영역 내의 제1 재료로부터 생긴다. 따라서 2개의 데이터 세트가 서로 결합된다면, 전체 검사 볼륨으로부터 물 신호만을 디스플레이하고 전체 검사 볼륨으로부터 지방 신호만을 디스플레이하는 것이 가능하다.

[0048] 이 방법의 대안적 개발에서, 제2 펠스 시퀀스가 마찬가지로 실행된다. 여기 단계에서의 경사는 제1 펠스 시퀀스의 경사와 상이하지 않지만, 선택적인 무선 주파수 여기 펠스는 주파수 변위와 함께 실행된다. 이 주파수 오프셋은, 제1 펠스 시퀀스로 제1 재료가 여기되었던 제1 부분 영역에서 이제는 재료가 더 이상 여기되지 않는다는 효과를 가진다. 이를 위해, 제1 재료는 검사 볼륨의 제2 부분 영역에서 여기된다. 다른 방향에서의 대응하는 주파수 변위를 고려하면, 검사 볼륨의 제2 부분 영역에서는 어떠한 재료도 여기될 수 없고 제1 부분 영역에서는 제2 재료만이 여기될 수 있다. 따라서, 2개의 펠스 시퀀스는 전체 검사 볼륨에서 순수한 물 신호 영상의 생성으로 이어지거나, 선택적으로 전체 검사 볼륨에서 순수한 지방 신호 영상의 생성으로 이어진다. 전체 검사 볼륨에 대해 물 신호 영상과 지방 신호 영상 양쪽 모두를 원한다면, 마찬가지로 주파수 변위를 갖지만, 방향이 다른 제3 펠스 시퀀스가 실행되어야 한다.

[0049] 이하에서는, 본 발명이, 첨부된 도면들을 참조하여, 실시예를 이용해 재차 상세히 설명된다. 상이한 도면들에서의 동일한 컴포넌트들에는 동일한 참조 부호가 제공된다. 도면들은 통상 일정한 비율로 그려져 있지 않다.

도면의 간단한 설명

[0050] 도 1은 본 발명의 한 실시예에 따른 자기 공명 시스템의 개략도;

도 2는 경사 자계의 효과를 나타내는 도면;

도 3은 검사 볼륨의 2개의 부분 영역들에서의 별개의 여기를 위한 본 발명에 따른 여기 단계의 개략도;

도 4는 검사 볼륨의 2개의 부분 영역들에서의 별개의 여기를 위한, 여기 펠스가 수정된, 본 발명에 따른 여기 단계의 개략도;

도 5는 검사 볼륨의 2개의 부분 영역들에서의 별개의 여기를 위한, 경사 자계가 수정된, 본 발명에 따른 여기 단계의 개략도;

도 6은 펠스 시퀀스의 개략도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0051] 이하에서는, 그 적용이 특히 유익한 3D 자기 공명 펠스 시퀀스를 참조하여 본 발명이 설명될 것이다.

[0052] 자기 공명 단층 촬영 시스템(1)(이하에서는, "자기 공명 시스템"이라고 약칭)이 도 1에서 대략적인 개략도의 형태로 제시되어 있다. 도 1에 도시된 자기 공명 시스템을 이용하여 2차원 및 3차원 원시 데이터 획득이 통상적으로 수행될 수 있다. 한편 자기 공명 시스템(1)은 검사 공간(3) 또는 환자 터널을 갖춘 실제 자기 공명 스캐너(2)를 포함하며, 검사 공간(3) 또는 환자 터널 내로, 검사 대상(0) 또는 여기서는 침상(8)에 놓인 환자 또는 시험 대상(이 몸체 내에는, 검사 대상 -예를 들어, 정의된 장기 - 이 위치해 있다)을 밀어넣을 수 있다.

[0053] 자기 공명 스캐너(2)에는, 통상적으로, 기본 자계 자석 시스템, 경사 시스템(6), 및 RF 송신 안테나 시스템(5) 및 RF 수신 안테나 시스템(7)이 장착된다. 도시된 실시예에서, RF 송신 안테나 시스템(5)은 자기 공명 스캐너(2)에 영구적으로 설치된 전신 코일이고, 이와는 대조적으로 RF 수신 안테나 시스템(7)은 환자 또는 시험 대상에 배열되는 국지 코일(도 2에서는 단일 코일만으로 표시)을 포함한다. 그러나, 원칙적으로 전신 코일은 또한 RF 수신 안테나 시스템으로서 이용될 수 있고, 국지 코일은 이를 코일이 상이한 동작 모드로 각각 스위칭될 수 있는 한 RF 송신 안테나 시스템으로서 이용될 수 있다. 기본 자계 자석 시스템은 통상적으로 환자의 길이방향으로, 즉, z-방향으로 이동하는 자기 공명 스캐너(2)의 길이방향 축을 따라 기본 자계를 생성하도록 형성된다. 경사 시스템(6)은 통상적으로, 서로 독립적으로 x, y, 또는 z 방향으로 경사를 스위칭할 수 있기 위하여 개별적으로 제어 가능한 경사 코일을 포함한다.

[0054] 도 1에 도시된 자기 공명 시스템은, 환자를 완전히 밀어 넣을 수 있는 환자 터널을 갖춘 전신 시스템이다. 그러나, 원칙적으로, 본 발명은 또한 다른 자기 공명 시스템(예를 들어, 측방향으로 개방된 C-형 하우징을 갖춘 시스템)에서 이용될 수 있을 뿐만 아니라, 특히 예를 들어 단 하나의 신체 부분만이 배치될 수 있는 더 작은 자기 공명 스캐너에서도 이용될 수 있다.

[0055] 자기 공명 시스템(1)은 또한, 자기 공명 시스템(1)을 제어하는데 이용되는 중앙 제어 장치(13)를 가진다. 이 중앙 제어 장치(13)는 측정 시퀀스 제어를 위한 시퀀스 제어 유닛(14)을 포함한다. 무선 주파수 여기 펠스(RF 펠스)의 시퀀스 및 경사 펠스가 이것으로 제어된다. 제어 장치의 설계 - 통상적으로는 제어 장치에서 실행되는 컴퓨터 프로그램 제품의 설계 - 는 영상 획득의 유형을 결정한다.

- [0056] 개개의 RF 펄스를 출력하기 위해, 중앙 제어 장치(13)는, 여기 펄스를 생성 및 증폭하고 상기 여기 펄스를 (상세히 도시되지 않은) 적절한 인터페이스를 통해 RF 송신 안테나 시스템(5)에 공급하는 무선 주파수 송신 장치(15)를 가진다. 경사 시스템(6)의 경사 코일을 제어하기 위해, 제어 장치(13)는 경사 시스템 인터페이스(16)를 가진다. 시퀀스 제어 유닛(14)은, 예를 들어, 시퀀스 제어 데이터(SD)의 방출을 통해, 무선 주파수 송신 장치(15) 및 경사 시스템 인터페이스(16)와 적절한 방식으로 통신한다. 게다가, 제어 장치(13)는, RF 수신 안테나 시스템(7)에 의해 수신되는 자기 공명 신호(즉, 원시 데이터)를 획득하기 위하여 (마찬가지로 시퀀스 제어 유닛(14)과 적절한 방식으로 통신하는) 무선 주파수 수신 장치(17)를 가진다.
- [0057] 재구성 유닛(18)은 획득된 원시 데이터를 수신하고 이들로부터 자기 공명 영상 데이터를 재구성한다. 이를 영상 데이터는 예를 들어 메모리(19)에 저장될 수 있다.
- [0058] 중앙 제어 장치(13)의 동작은 입력 유닛(10) 및 디스플레이 유닛(9)을 갖춘 단말기를 통해 이루어질 수 있고, 이 단말기를 통해 전체 자기 공명 시스템(1)이 조작자에 의해 조작될 수 있다. MR 영상은 또한 디스플레이 유닛(9)에서 디스플레이될 수 있고, 측정은 (아마도 디스플레이 유닛(9)과 조합하여) 입력 유닛(10)에 의해 계획되어 개시될 수 있다.
- [0059] 게다가, 자기 공명 시스템(1) 및 특히 제어 장치(13)는, (이러한 시스템에 전형적이지만 여기서는 상세히 도시되지 않은) 복수의 추가 컴포넌트, 예를 들어, 전체 시스템을 네트워크에 접속하여 원시 데이터 및/또는 영상 데이터 또는 파라미터 맵 뿐만 아니라 추가의 데이터(예를 들어, 환자-관련 데이터나 제어 프로토콜)의 교환을 허용하는 네트워크 인터페이스를 가질 수 있다.
- [0060] RF 펄스의 방출 및 경사 자계의 생성을 통해 어떻게 적절한 데이터가 획득될 수 있는지, 및 이들로부터 MR 영상이 어떻게 재구성될 수 있는지는, 원칙적으로 당업자에게 공지되어 있으므로 여기서는 상세히 설명되지 않는다.
- [0061] 도 2는 기본 자계 자석 시스템에 의해 생성된 기본 자계 강도 B_0 (축 21)가 길이방향 축 z(축 22)에 관해 도식화되어 있는 도표(20)를 도시한다. 축(21 및 22)은 임의 단위로 라벨링되어 있다. 점선(23)은, 임의 단위로 자계 강도 10을 갖는 균일한 기본 자계를 나타낸다. 예를 들어, 일반적으로 이 자계 강도는 1.5 테슬라, 3 테슬라, 또는 7 테슬라이다. 다른 값들도 가능하다.
- [0062] 실선(24)은 인가된 경사 자계로 인해 기본 자계가 어떻게 변하는지를 도시한다. 기본 자계 강도(B_0)는 길이방향 축 z에 관해 선형적으로 변한다. 임의의 예로서, 기본 자계 강도는 z-축상의 위치 0에서 5 임의 단위이고, z-축상의 위치 10에서 10 임의 단위이다.
- [0063] 핵 스팬의 세차 주파수 또는 라며 주파수는 수학식 2를 통해 기본 자계와 일치한다.

수학식 2

$$\omega = \gamma \cdot B_0$$

- [0064]
- [0065] 여기서, γ 는 상수인 자기 회전비를 나타낸다. 예를 들어, 통상 여기된 수소 원자에 $\gamma = 42.58 \text{ MHz/T}$ 가 적용된다. 상기 설명된 화학적 변위로 인해, 수소 원자핵은 그들의 화학적 환경에 따라 동일한 기본 자계 강도에서 다소 상이한 라며 주파수를 가진다.
- [0066] 도 3을 이용하여, 기본 자계 및 경사 자계에 의해 생성되는 공간적으로 상이한 세차 주파수들이 특정한 공간적으로 분리된 여기를 위해 본 발명에 따라 어떻게 이용되는지를 이하에서 설명한다.
- [0067] 도 3은 세차 주파수 ω 가 길이방향 축 z(축 27)에 관해 축(26) 상에 도식화되어 있는 도표(25)를 도시한다. 여기서, 도 3의 z축은(후속하는 도 4 및 도 5에서와 같이) 도 1에 표시된 z축에 반드시 대응할 필요는 없다는 점에 주목해야 한다. 자기 공명 단층 촬영은 검사되는 슬라이스들이 임의로 배향되는 것을 허용한다. (도 2에 도시된 바와 같은) 인가된 경사 자계를 동반한 기본 자계가 가정된다. 직선(28)은, 수성 환경에서 위치한 양성자(수소 원자핵)에 대한 z축을 따른 위치와 세차 주파수 사이의 수학식 2에 따른 상관관계를 도시한다. 이들 양성자들은 이하에서 "물 양성자"라고 기재한다. 그에 따라 직선(29)은 지방에 위치한 양성자(수소 원자핵)에 대한 z축을 따른 위치와 세차 주파수 사이의 상관관계를 도시한다. 이들 양성자들은 이하에서 "지방 양성자"라

고 기재한다. 화학적 변위로 인해, 직선(29)은 직선(28)에 비해 더 낮은 주파수쪽으로 평행하게 이동된다. 양 쪽 축에 대해 임의 단위가 선택되었다; 도면은 일정한 비율로 도시된 것은 아니다.

[0068] 도 3의 도표(25) 아래에는, 도표(25)의 z-축에 대응하는 z축을 갖는 검사 볼륨(30)이 도시되어 있다. 검사 볼륨은 직육면체로 제시되어 있다; 그러나, 이것은 상이한 공간적 형상을 가질 수도 있다. 검사 볼륨은 "슬랩 (slab)"이다. 하나의 응용은, 예를 들어, 인간의 관절, 예를 들어 무릎 관절에 대한 획득일 수 있다.

[0069] 여기 펠스가 여기 단계에서 실행된다. 여기 펠스의 스펙트럼은 주파수 f_1 과 주파수 f_2 사이에 놓이도록 선택되며, 축(26) 상에 표시된 바와 같이 대역폭 $\Delta f_1 = f_2 - f_1$ 을 가진다. 세차 주파수가 여기 펠스의 주파수와 공명 상태에 있는 양성자들만이 여기된다. 점선(31)은, 기본 자계 및 경사 자계로 인해 직선(28) 상의 어떤 z 좌표가 주파수 f_1 과 연관되어 있는지를 나타낸다. 물 양성자는 주파수 f_1 으로 z-좌표 $z_{\text{W}1}$ 에서 여기된다. 그에 따라 점선(32)은 z-좌표 $z_{\text{W}2}$ 에서 물 양성자가 주파수 f_2 로 여기된다는 것을 나타낸다. 따라서, 여기 펠스는 검사 볼륨(30)의 부분 영역(33)에서 물 양성자를 여기한다. 여기 펠스는 z-방향에서 선택적이다.

[0070] 화학적 변위로 인해, z-좌표 $z_{\text{F}1}$ 에서 지방 양성자는, 점선(34)이 나타내는 바와 같이, 주파수 f_1 로 여기된다. 좌표 $z_{\text{F}1}$ 은 도시된 예에서 $z_{\text{W}2}$ 에 대응한다. 점선(35)은, 대응적으로, 지방 양성자가 주파수 f_2 로 z-좌표 $z_{\text{F}2}$ 에서 여기된다는 것을 나타낸다. 따라서, 여기 펠스는 검사 볼륨(30)의 부분 영역(36)에서 지방 양성자를 여기한다.

[0071] 부분 영역(33)에서, 지방 양성자는 공명 상태가 아니다; 이들은 여기되지 않는다. 부분 영역(36)에서, 물 양성자는 공명 상태가 아니다; 이들은 여기되지 않는다. 도 3에 도시된 예에서, 부분 영역(33 및 36)은 서로 바로 이웃한다.

[0072] 도 4는 동일한 인가된 기본 자계와 동일한 경사 자계를 가정할 때 또 다른 예를 이용한 여기 단계의 추가 예를 도시한다. 이 도면은 도 3에 대응하며 더 이상 설명되지 않는다.

[0073] 여기 펠스의 스펙트럼은 주파수 f_3 과 주파수 f_4 사이에 놓이도록 선택되며, 대역폭 Δf_1 보다 작은 대역폭 $\Delta f_2 = f_4 - f_3$ 을 가진다. 여기 펠스는 부분 영역(46)에서 물 양성자는 여기하지만 지방 양성자는 여기하지 않으며, 부분 영역(47)에서 지방 양성자는 여기하지만 물 양성자는 여기하지 않는다. 음영진 부분 영역(48)은 부분 영역(46)과 부분 영역(47) 사이에 놓인다. 부분 영역(48)에서는 물 양성자도 지방 양성자도 여기되지 않는다. 매우 좁은 대역의 여기 펠스의 선택을 통해, 부분 영역(46 및 47)은 접촉하지 않는다.

[0074] 여기 펠스의 대역폭의 변경 외에도, 다른 파라미터의 변경을 통해 여기된 영역의 적응이 여전히 이루어질 수 있다. 지방과 물 사이의 공간적 변위는, 화학적 변위, 정자계의 자계 강도(예를 들어, 1.5 T, 3 T, 또는 7 T), 여기된 슬랩 폭, 및 여기 펠스의 역 대역폭에 비례한다. 3D 촬영에서, 슬랩 폭은 여기서 z-축에서의 볼륨 치수로서 정의된다. 슬랩 폭은, 슬라이스의 개수와, (슬라이스 폭 + 개개 슬라이스들 사이의 가능한 간격)의 곱을 포함한다. 여기서 z-방향은 도 1에서와 같이 반드시 기본 자계가 놓이는 실제의 공간적 방향으로서 이용될 필요는 없다; 오히려, 좌표계는 적절히 회전된다. 이것은 슬라이스 차원/슬랩 방향이 항상 z라 불리고 있는 관습에 대응한다. 물이 지방으로부터 정확히 분리되어야 한다면, 공간적 변위는 여기된 슬랩과 같은 크기어야 한다. 여기 펠스의 대역폭을 위한 크기의 정도는, 1.5 T에서 약 220 Hz, 3T에서 약 440 Hz 이다. 예를 들어, SPACE 시퀀스에서 전형적인 여기 펠스는 약 2 kHz의 대역폭을 가진다.

[0075] 필요한 경사 G_z 는 다음과 같이 계산된다:

$$G_z = 2 \cdot \pi \cdot \Delta f / (\gamma \cdot z_{\text{ang}})$$

[0076] 여기서 z_{ang} 는 여기된 슬랩의 폭이다.

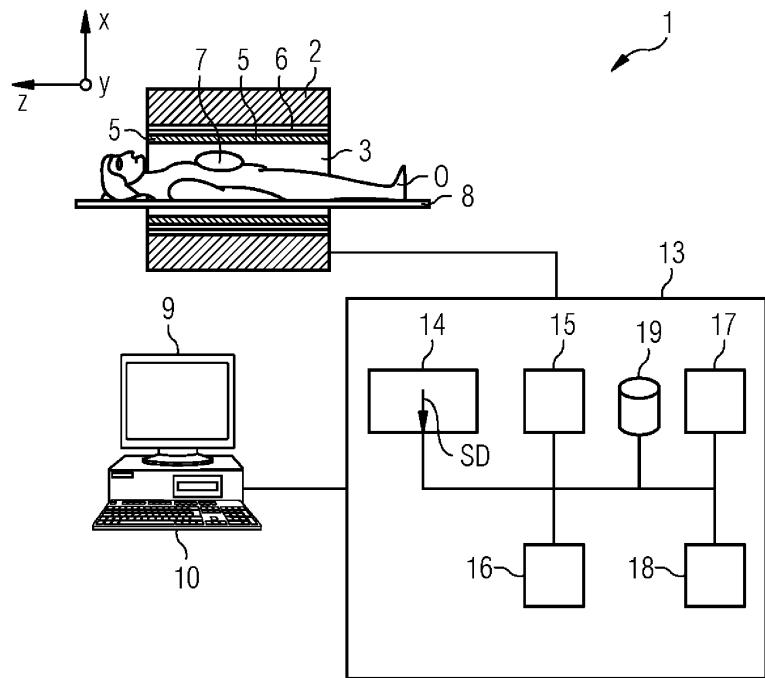
[0077] 따라서 경사의 가파른 정도는, 공간적 여기의 변화를 달성하기 위하여 변동될 수 있다.

[0078] 획득 단계가 전술된 여기 단계를 뒤따른다. 리포커싱 펠스 - 예를 들어, 비선택적 리포커싱 펠스 - 가 공지된 방식으로 실행된다; 멀티-에코 시퀀스가 생성된다. 에코들은 무선 주파수 안테나에 의해 수신된다. 수신된 에코들을 공간적으로 연관시킬 수 있기 위하여, 이들은 획득 단계에서 경사 자계를 통해 공간적으로 코딩된다. 공간 코딩 - 예를 들어, z-축을 따른, 즉, 여기 단계에서도 이용된 경사 방향을 따른 위상 코딩 - 은, 검사 볼륨의 제1 부분 영역 및 제2 부분 영역의 원시 데이터의 공간 코딩된 획득을 허용한다. 실시예에서는 SPACE 시퀀스가 이용된다. 이 3D 방법은 한 방향에서는 주파수 코딩을 이용하고 다른 2개 방향에서는 각각의 위상 코딩을 이용한다. 공간적 정보에 대한 위상 코딩은 z-축을 따라 이루어진다.

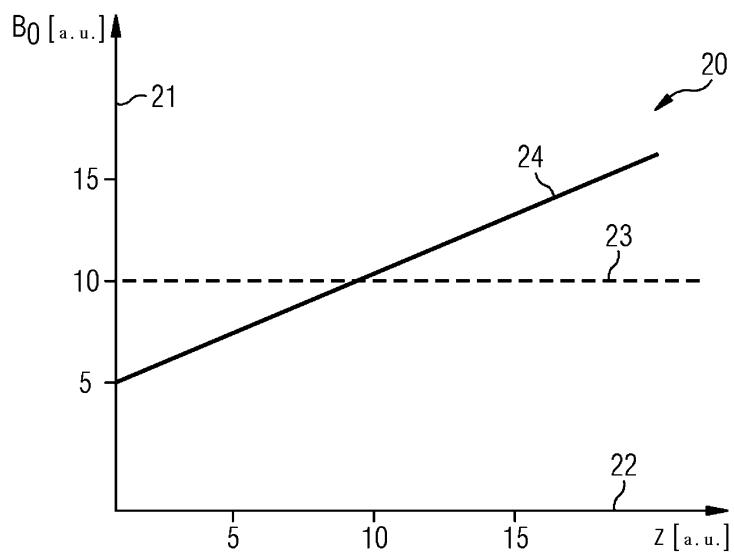
- [0080] 획득 단계에서, 원시 데이터는 k-공간 내에 기입된다. 영상 데이터는 원시 데이터로부터 공지된 방식으로 계산된다. 전체 검사 볼륨에 대한 3차원 영상 데이터가 후속해서 이용가능하다. 평가를 위해 검사 볼륨을 통해 임의의 슬라이스들이 배치될 수 있다. 별개의 여기로 인해, 이를 슬라이스 영상들은, 밝은 지방 신호로 인한 간접없이, 제1 부분 영역들(33 또는 46) 내에서 순수한 "물 신호 영상"을 보인다. 부분 영역들(36 또는 47) 내에서, 이를 슬라이스 영상은 순수한 "지방 신호 영상"을 보인다.
- [0081] 제2 부분 영역에서도 순수한 "물 신호 영상"을 생성할 수 있기 위하여, 도 5를 이용하여 설명된 바와 같이, 첫 번째 자기 공명 단층 촬영 획득 다음에 두 번째가 뒤따를 수 있다.
- [0082] 도 5는, 본질적으로 도 3의 도표(25)에 대응하는 도표(52)를 도시한다. 축(26 및 27)은 마찬가지로, 대역폭 Δf_1 을 갖는 여기 펄스의 스펙트럼을 한정하는 주파수 f_1 및 f_2 와 동일하다. 부분 영역(33 및 26)을 갖는 검사 볼륨(30)도 역시 도 3에서와 동일하다. 도 3에 도시된 바와 같은 여기 후에, 후속하는 획득에 이루어지고, 도 5에 따른 여기가 뒤따르고, 경사 자계는 반대의 대수 부호를 가진다. 이것은, 기본 자계가 경사 자계에 의해 이미 증가된 경우, 이제는 저하된다는 것을 의미하고, 그 반대도 마찬가지이다.
- [0083] 그에 따라 직선(51)은 수성 환경에서 위치한 양성자(수소 원자핵)에 대한 z축을 따른 위치와 세차 주파수 사이의 수학식 2에 따른 상관관계를 도시한다. 직선(50)은, 지방에 위치한 양성자(수소 원자핵)에 대한 z축을 따른 위치와 세차 주파수 사이의 상관관계를 도시한다. 화학적 변위로 인해, 직선(50)은 직선(51)에 비해 더 낮은 주파수로 변위된다.
- [0084] 주파수 f_1 과 f_2 사이의 스펙트럼을 갖는 무선 주파수 여기 펄스는, z_{F5} 내지 z_{F6} 에 이르는 부분 영역(33)에서 이러한 경사 자계를 가정하면, 지방 양성자를 여기한다. z_{F5} 는 도 3의 좌표 z_{W1} 에 대응하고 z_{F6} 는 도 3의 좌표 z_{W2} 에 대응한다는 점에 유의한다. 부분 영역(36)에서 물 양성자가 여기된다. 따라서, 지방 여기를 위한 영역과 물 여기를 위한 영역은 도 3과 연계하여 설명된 바와 같이 여기와 관련하여 정확하게 교환된다.
- [0085] 후속하는 획득 단계는 첫 번째 여기 펄스 이후의 획득 단계와 상이하지 않다. 3차원 영상이 생성되고, 여기서, 지방 양성자만이 부분 영역(33)에서의 촬영에 기여하고, 물 양성자만이 부분 영역(36)에서의 촬영에 기여한다.
- [0086] 또 다른 변형에서, 두 번째 획득의 경우, 경사 자계는 변하지 않고 유지될 수 있지만 무선 주파수 여기 펄스는 주파수 오프셋된다. 이러한 주파수 오프셋의 효과는 도 3을 고려하면 명확하다. 여기 펄스의 더 낮은 주파수는 f_2 이어야 하고 더 높은 주파수 f_3 (도 3에는 미도시)은 f_2 에 비해 대역폭 Δf_1 만큼 오프셋되어야 한다. 그러면 부분 영역(36)에서, 물 양성자는 여기되지만 지방 양성자는 여기되지 않는다.
- [0087] 이 경우, 부분 영역(33)에서의 지방 양성자의 동시 여기가 발생하지 않는다. 도 3의 부분 영역(36)의 우측에 위치한 부분 영역에서, 지방 양성자는 주파수-오프셋된 여기 펄스에 의해 여기된다. 이러한 부분 영역은 슬랩(30) 외부에 놓인다. 전체 검사 볼륨(30)의 지방 부분 영상을 생성하기 위하여, 제3 패스에서, 더 낮은 주파수들로의 Δf_1 만큼의 (즉, 더 높은 주파수(1)에서의) 주파수 오프셋이 이루어져야 한다.
- [0088] 본 발명에 따른 방법의 펄스 시퀀스가 도 6의 도표(60)에서 순전히 개략적으로 도시되어 있다. 전압 U가 시간 t 에 관해 도시되어 있고, 양쪽 모두 임의 단위이다. 이 도면은 일정한 비율로 그려져 있지 않다. 여기 단계에서, 기간 Δt_1 동안 여기 펄스 A가 실행된다. 후속하는 획득 단계에서, 리포커싱 펄스 R이 기간 Δt_2 에서 실행된다. 본 발명은 여기 펄스의 설계에서 관여되어 있다; 리포커싱 펄스는 종래의 획득에서와 같이 결정될 수 있다.
- [0089] 마지막으로, 앞서 제시된 자기 공명 단층 촬영 시스템(1)에서 상세히 설명된 방법은 단지 예시적인 실시예일 뿐이고, 본 발명의 범위를 벗어나지 않고 당업자에 의해 다양한 방식으로 수정될 수 있다는 점에 다시 한번 주목해야 한다. 또한, 부정 관사 "한" 또는 "하나의"를 사용한다고 해서, 관련된 특징이 복수회 존재하는 것을 배제하지 않는다. 용어 "모듈", "유닛", 및 "장치"는 관련된 컴포넌트가, 아마도 공간적으로 분산될 수 있는 복수의 상호작용하는 서브-컴포넌트를 포함하는 것을 배제하지 않는다.

도면

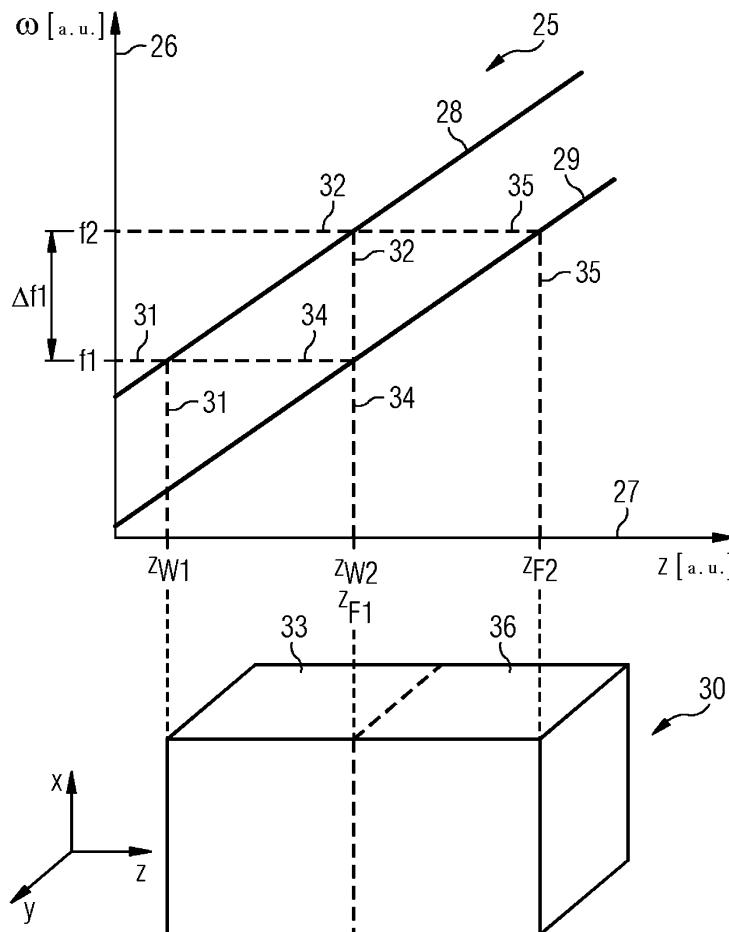
도면1



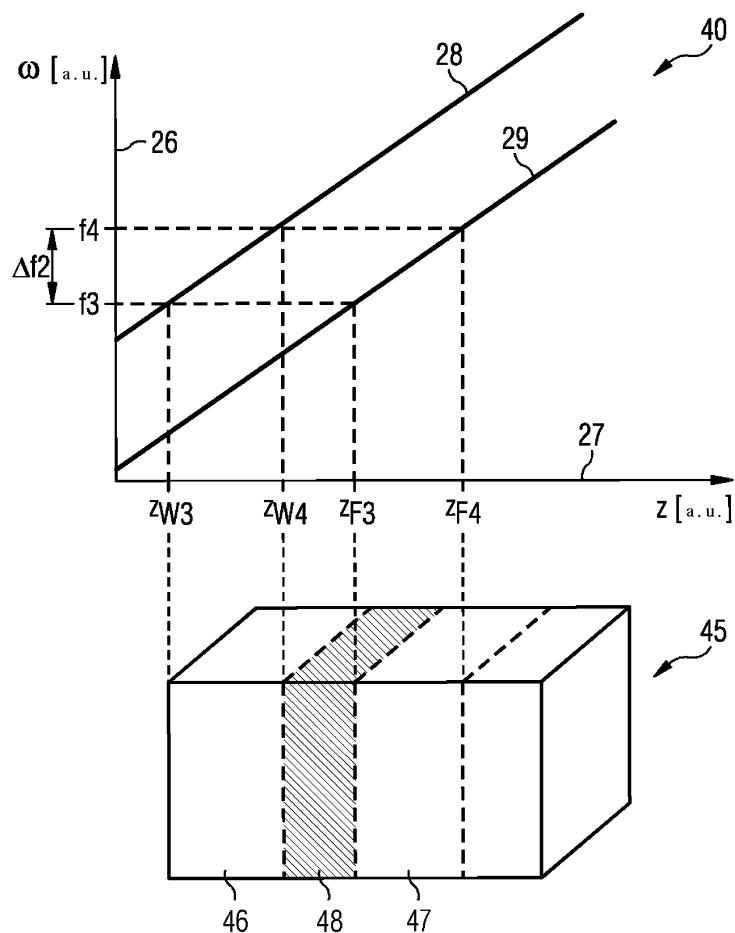
도면2



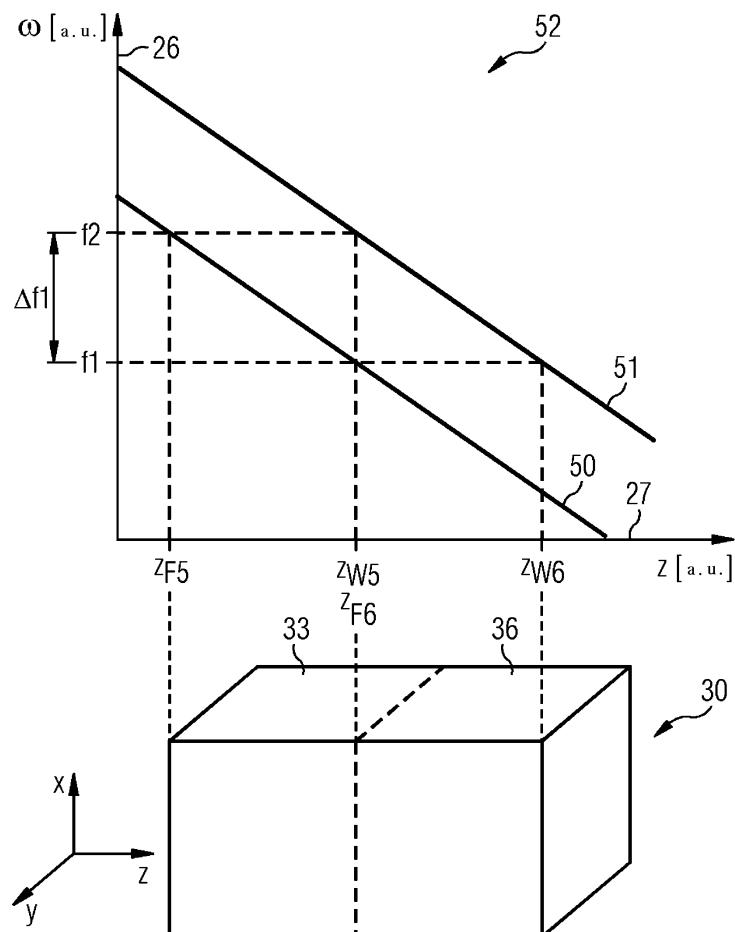
도면3



도면4



도면5



도면6

