



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 공개특허공보(A)**

(11) 공개번호 10-2013-0018565  
 (43) 공개일자 2013년02월25일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.) <b>A61B 5/055</b> (2006.01) (21) 출원번호 <b>10-2012-0083880</b> (22) 출원일자 <b>2012년07월31일</b> 심사청구일자 <b>없음</b> (30) 우선권주장 10 2011 080 215.0 2011년08월01일 독일(DE)	(71) 출원인 <b>지멘스 악티엔게젤샤프트</b> 독일 뮌헨 80333 비텔스파허프라썬 2 (72) 발명자 <b>파우츠, 한스-피터</b> 독일 91301 포르히하임 누스바움에스티알. 39 <b>폴, 도미니크</b> 독일 91088 부벤레우쓰 비어큰알리 6 (74) 대리인 <b>백만기, 양영준, 정은진</b>
--	---

전체 청구항 수 : 총 12 항

(54) 발명의 명칭 **미리결정된 영역에서 MR 데이터를 획득하는 방법, 및 대응하는 자기 공명 시스템**

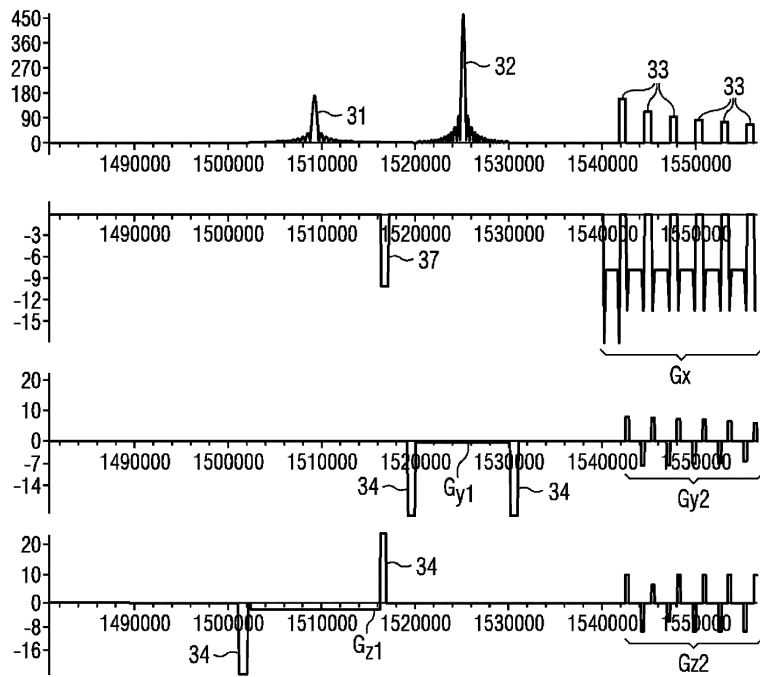
**(57) 요약**

미리결정된 영역에서 MR 데이터를 획득하는 방법, 및 대응하는 자기 공명 시스템이 개시된다.

본 발명은 검사 대상물(O) 내의 미리결정된 영역(Q)에서 MR 데이터를 획득하는 방법 및 자기 공명 시스템(5)에 관한 것이다. 이 방법은, 다음과 같은 단계들:

- 제1 3차원 체적 세그먼트( $V_1$ )를 RF 여기 펄스(31)로 선택적으로 여기하는 단계 - 제1 체적 세그먼트( $V_1$ )는 미리결정된 영역(Q)을 포함하고, 제1 체적 세그먼트( $V_1$ )는 제1 두께 방향(z)을 따라 제1 두께( $d_1$ )를 가짐 -; 및
- 제2 체적 세그먼트( $V_2$ )를 선택적으로 리포커싱하기 위하여 선택적 리포커싱 펄스(32)를 스위칭하는 단계를 포함한다. 이로써 제2 체적 세그먼트( $V_2$ )는 마찬가지로 미리결정된 영역(Q)을 가지며, 제1 두께 방향(y)에 직교하는 제2 두께 방향(y)을 따라 제2 두께( $d_2$ )를 가진다.
- 다음과 같은 부단계들이 연속하여 반복적으로 구현된다:
  - o 비선택적 리포커싱 펄스(33)를 스위칭.
  - o 공간 코딩을 위해 2개의 위상 코딩 기울기들( $G_{y2}$ ,  $G_{z2}$ )과 추가 자계 기울기( $G_x$ )를 스위칭.
  - o 추가 자계 기울기( $G_x$ )가 스위칭되는 동안 MR 데이터를 획득.

대표도



**특허청구의 범위**

**청구항 1**

자기 공명 시스템(5)에 의해 검사 대상물(0) 내의 미리결정된 영역(Q)에서 MR 데이터를 획득하는 방법으로서, 제1 3차원 체적 세그먼트( $V_1$ )를 RF 여기 펄스(31)로 선택적으로 여기하는 단계 - 상기 제1 체적 세그먼트( $V_1$ )는 상기 미리결정된 영역(Q)을 포함하고, 상기 제1 체적 세그먼트( $V_1$ )는 제1 두께 방향(z)을 따라 제1 두께( $d_1$ )를 가짐 -; 및

제2 체적 세그먼트( $V_2$ )를 선택적으로 리포커싱하기 위해 선택적 리포커싱 펄스(32)를 스위칭하는 단계 - 상기 제2 체적 세그먼트( $V_2$ )는 또한 상기 미리결정된 영역(Q)을 포함하고, 상기 제2 체적 세그먼트( $V_2$ )는 상기 제1 두께 방향(z)에 직교하는 제2 두께 방향(y)을 따라 제2 두께( $d_2$ )를 가짐 -

를 포함하며,

비선택적 리포커싱 펄스(33)를 스위칭하는 단계, 및

공간 코딩을 위해 2개의 위상 코딩 기울기들( $G_{y2}$ ,  $G_{z2}$ )과 추가 자계 기울기( $G_x$ )를 스위칭하는 단계 - 상기 추가 자계 기울기( $G_x$ )가 스위칭되는 동안 상기 MR 데이터가 획득됨 - 가 연속하여 반복적으로 구현되는, MR 데이터 획득 방법.

**청구항 2**

제1항에 있어서,

상기 위상 코딩 기울기들( $G_{y2}$ ,  $G_{z2}$ )과 상기 추가 자계 기울기( $G_x$ )는 각각 쌍으로 서로 직교하고,

상기 위상 코딩 기울기들 중 하나( $G_{z2}$ )는 상기 제1 두께 방향(z)을 따라 향하는 것을 특징으로 하는, MR 데이터 획득 방법.

**청구항 3**

제1항 또는 제2항에 있어서,

제1 자계 기울기( $G_{z1}$ )는 상기 선택적 RF 여기 펄스(31)의 스위칭 동안에 스위칭되고,

제2 자계 기울기( $G_{y1}$ )는 상기 선택적 리포커싱 펄스(32)의 스위칭 동안에 스위칭되며,

상기 제1 자계 기울기( $G_{z1}$ ) 및 상기 제2 자계 기울기( $G_{y1}$ )는 서로 직교하는 것을 특징으로 하는, MR 데이터 획득 방법.

**청구항 4**

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 미리결정된 영역은 상기 제1 두께 방향(z)을 따라 상기 제1 두께( $d_1$ )에 대응하는 두께를 갖는 직육면체(cuboid)(Q)이고,

상기 직육면체(Q)는 상기 제2 두께 방향(y)을 따라 상기 제2 두께( $d_2$ )에 대응하는 두께를 갖는 것을 특징으로 하는, MR 데이터 획득 방법.

**청구항 5**

제1항 내지 제4항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 비선택적 리포커싱 펄스들(33)은 상기 미리결정된 영역(Q)을 채우는 제공된 물질에 따라 상기 MR 데이터의

판독시 미리결정된 신호 강도(36)를 달성하기 위하여 플립각(flip angle, 35)을 각각 갖는 것을 특징으로 하는, MR 데이터 획득 방법.

**청구항 6**

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 선택적 리포커싱 펄스(32) 이전 및 이후에 적어도 하나의 리페이징 기울기(rephasing gradient)가 스위칭되고, 상기 적어도 하나의 리페이징 기울기는 상기 제2 두께 방향(y)을 따라 향하는 리페이징 기울기(34)를 포함하는 것을 특징으로 하는, MR 데이터 획득 방법.

**청구항 7**

제6항에 있어서,

상기 적어도 하나의 리페이징 기울기는 또한, 상기 제1 두께 방향(z)을 따라 향하는 리페이징 기울기, 및/또는 상기 제1 두께 방향(z) 및 상기 제2 두께 방향(y) 양쪽 모두에 직교하는 방향(x)을 따라 향하는 리페이징 기울기를 포함하는 것을 특징으로 하는, MR 데이터 획득 방법.

**청구항 8**

제1항 내지 제7항 중 어느 한 항에 있어서,

제1 단계에서 상기 RF 여기 펄스(31)에 의해 자화가 +90° 만큼 플립되고, k-공간 세그먼트의 제1 MR 데이터가 획득되며,

제2 단계에서 상기 RF 여기 펄스(31)에 의해 자화가 -90° 만큼 플립되고, k-공간 세그먼트의 제2 MR 데이터가 획득되며,

상기 MR 데이터를 획득하기 위해 상기 제1 MR 데이터 및 상기 제2 MR 데이터가 평균화됨으로써,

상기 k-공간 세그먼트의 MR 데이터가 획득되는 것을 특징으로 하는, MR 데이터 획득 방법.

**청구항 9**

검사 대상물(0) 내의 미리결정된 영역(Q)에서 MR 데이터를 획득하는 자기 공명 시스템으로서, 상기 자기 공명 시스템(5)은 기본계 자석(basic field magnet, 1); 기울기계 시스템(gradient field system, 3); 적어도 하나의 RF 안테나(4); 및 상기 기울기계 시스템(3)과 상기 적어도 하나의 RF 안테나(4)를 제어하여, 상기 적어도 하나의 RF 안테나(4)에 의해 획득되는 측정 신호를 수신하고, 상기 측정 신호를 평가하고 상기 MR 데이터를 생성하는 제어 장치(10)를 포함하고,

상기 자기 공명 시스템(5)은 상기 자기 공명 시스템(5)이 제1 3차원 체적 세그먼트(V<sub>1</sub>)를 RF 여기 펄스(31)로 선택적으로 여기하도록 설계되며, 상기 제1 체적 세그먼트(V<sub>1</sub>)는 제1 두께 방향(z)을 따라 제1 두께(d<sub>1</sub>)를 갖고,

상기 자기 공명 시스템(5)은 제2 체적 세그먼트(V<sub>2</sub>)를 리포커싱하기 위해 선택적 리포커싱 펄스(32)를 스위칭하며, 상기 제2 체적 세그먼트(V<sub>2</sub>)는 상기 영역(Q)을 포함하고, 상기 제2 체적 세그먼트(V<sub>2</sub>)는 제2 두께 방향(y)을 따라 제2 두께(d<sub>2</sub>)를 가지며, 상기 제1 두께 방향(z)은 상기 제2 두께 방향(y)에 직교하고,

상기 자기 공명 시스템(5)은,

상기 자기 공명 시스템(5)이 비선택적 리포커싱 펄스(33)를 스위칭하고,

상기 자기 공명 시스템(5)이 공간적 코딩을 위해 2개의 위상 코딩 기울기들(G<sub>y2</sub>, G<sub>z2</sub>)과 추가 자계 기울기(G<sub>x</sub>)를 스위칭하는 것 - 상기 추가 자계 기울기(G<sub>x</sub>)가 스위칭되는 동안 상기 자기 공명 시스템(5)이 MR 데이터를 판독함 - 을 연속하여 반복적으로 구현하는, 자기 공명 시스템.

**청구항 10**

제9항에 있어서,

상기 자기 공명 시스템(5)이 제1항 내지 제8항 중 어느 한 항에 따른 방법을 구현하도록 설계된 것을 특징으로 하는, 자기 공명 시스템.

**청구항 11**

자기 공명 시스템(5)의 프로그래머블 제어 장치(10)에서 실행될 때 제1항 내지 제8항 중 어느 한 항에 따른 방법의 모든 단계들을 실행하기 위한 프로그램을 포함하고 상기 자기 공명 시스템(5)의 상기 제어 장치(10)의 메모리 내에 직접 로딩될 수 있는 컴퓨터 프로그램 제품.

**청구항 12**

자기 공명 시스템(5)의 제어 장치(10)에서 데이터 매체(21)를 이용하는 것을 고려하여 제1항 내지 제8항 중 어느 한 항에 따른 방법을 구현하도록 설계된 전자적으로 판독가능한 제어 정보가 저장되어 있는 전자적으로 판독가능한 데이터 매체.

**명세서**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 미리결정된 영역에서, 특히 (3차원) 직육면체에서, MR 데이터를 획득하기 위한 방법 및 대응하여 설계된 자기 공명 시스템(magnetic resonance system)에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] US4,698,592호는 대상물의 내부 체적에서의 스펙트럼 화학적 이동(spectral chemical shift)에 기초하여 MR 영상을 획득하는 방법을 기술하고 있다. 이로써 스위칭된  $G_y$  기울기를 고려하여 RF 여기 펄스가 방출되고, 후속해서, 스위칭된  $G_z$  기울기를 고려하여 리포커싱 펄스(refocusing pulse)가 방출된다.

[0003] 종래 기술에 따르면, (대상물이 위상 코딩 방향으로 완전히 덮이지 않은 상황 하에서) 미리결정된 영역의 MR 데이터의 획득시, 인접 영역들로부터의 신호들이 에일리어싱(aliasing)으로 인해 그들 위치와 정확히 연관되지 않기 때문에 에일리어싱 아티팩트가 발생한다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0004] 따라서, 본 발명은 에일리어싱 아티팩트가 종래 기술에 비해 적어도 덜하도록 MR 데이터를 획득하는 목적을 제시한다.

**과제의 해결 수단**

[0005] 본 발명에 따르면, 이 목적은 청구항 1에 따라 미리결정된 영역에서 MR 데이터를 획득하는 방법을 통해; 청구항 9에 따라 미리결정된 영역에서 MR 데이터를 획득하는 자기 공명 시스템을 통해; 청구항 11에 따라 컴퓨터 프로그램 제품을 통해; 및 청구항 12에 따라 전자적으로 판독가능한 데이터 매체를 통해 달성된다. 종속항들은 본 발명의 양호한 실시예 및 유익한 실시예들을 정의한다.

[0006] 본 발명의 범위 내에서, 자기 공명 시스템에 의해 검사 대상물 내의 미리결정된 영역(특히, 직육면체)에서 MR 데이터를 획득하는 방법이 제공된다. 본 발명에 따른 방법은 다음과 같은 단계들을 포함한다:

[0007] • 제1 3차원 체적 세그먼트가 RF 여기 펄스에 의해 선택적으로 여기된다. 제1 체적 세그먼트는 상기 미리결정된 영역을 포함하고, 제1 미리결정된 두께 방향을 따라 제1 두께를 가진다.

[0008] • 후속해서 선택적 리포커싱 펄스가 스위칭되어 이에 의해 제2 체적 세그먼트가 선택적으로 리포커싱된다. 제2 체적 세그먼트도 역시 상기 미리결정된 영역을 포함하고, 제2 두께 방향을 따라 제2 두께를 가진다. 이렇게 이 제2 두께 방향은 제1 두께 방향에 수직으로 위치한다.

[0009] • 이 리포커싱 이후에, 상기 미리결정된 영역에서 MR 데이터를 획득하기 위하여 다음과 같은 부분적 단계들로

구성된 단계가 계속하여 반복적으로 실행된다:

- [0010]           o 비선택적 리포커싱 펄스를 스위칭
- [0011]           o 공간 코딩을 위해 2개의 위상 코딩 기울기(phase coding gradient)와 추가 자계 기울기(magnetic field gradient)를 스위칭하고(공간 코딩의 2개의 위상 코딩 기울기와 추가 자계 기울기가 이를 위해 이용됨), 추가 자계 기울기가 스위칭되면서 MR 데이터가 획득된다.
- [0012]           본 발명에 따르면, 제1 두께를 갖는 제1 슬라이스(제1 체적 세그먼트)가 본질적으로 RF 여기 펄스에 의해 여기되고, 후속해서 제2 두께를 갖는 제2 슬라이스(제2 체적 세그먼트)가 - 상기 제2 슬라이스는 상기 제1 슬라이스에 직교함 - RF 포커싱 펄스로 여기된다. 상기 미리결정된 영역은 이제 이들 2개 슬라이스의 교집합 내에 위치하거나, 또는 이 교집합의 정의된 부분을 형성한다. 제1 체적 세그먼트는 (종래 기술에 따라 통상적인 바와 같이) 리포커싱 펄스에 의해 한번 더 선택적으로 리포커싱되지 않고, 오히려 제2 체적 세그먼트가 선택적으로 리포커싱되므로, MR 데이터가 획득될 미리결정된 영역이 유익하게도 제2 두께 방향으로 제한됨으로써, 이 방향으로부터의 에일리어싱 아티팩트가 적어도 더 낮은 정도로 발생하거나 완전히 회피되는데, 이것은 이 방향으로 놓여 있는 이웃 영역의 스핀(spin)이 리포커싱되지 않아서 어떠한 신호 기여분도 제공하지 않기 때문이다.
- [0013]           MR 데이터를 획득하기 위해, 2개의 위상 코딩 기울기와 추가 자계 기울기가 특히 쌍으로 각각 서로 직교한다. 이로써 위상 코딩 기울기들 중 하나는 특히 제1 두께 방향을 따라 향한다.
- [0014]           비선택적 리포커싱 펄스의 스위칭은 선택적 리포커싱 펄스의 스위칭(예를 들어, 2 내지 3 ms)보다 더 적은 시간량(예를 들어, 0.5 내지 1 ms)이 걸리며, 제2 위상 코딩 기울기는 제1 위상 코딩 기울기와 동시에 스위칭되므로, 2개의 위상 코딩 기울기와 추가 자계 기울기를 이용한 본 발명에 따른 MR 데이터의 획득은 유익하게도, MR 데이터 획득을 위해 선택적 리포커싱 펄스를 이용하는 방법에 비해 매우 빠른 타입의 MR 데이터 획득을 제공한다.
- [0015]           본 발명에 따른 실시예에 따르면, 제1 자계 기울기는 제1 체적 세그먼트의 선택적 여기를 위한 RF 여기 펄스의 스위칭 동안에 스위칭되고, 제2 자계 기울기는 선택적 리포커싱 펄스의 스위칭 동안에 스위칭된다. 이로써 이들 2개의 자계 기울기는 서로 직교한다.
- [0016]           본 발명에 따른 추가 실시예에 따르면, 미리결정된 영역은 제1 두께 방향을 따른 제1 두께와 제2 두께 방향을 따른 제2 두께를 갖는 직육면체(cuboid)에 대응한다.
- [0017]           달리 표현하면, 직육면체는, 적어도 제1 두께 방향을 따른 및 제2 두께 방향을 따른, 제1 체적 세그먼트 및 제2 체적 세그먼트로부터의 교집합에 대응한다.
- [0018]           MR 데이터를 획득하는 데 이용되는 비선택적 리포커싱 펄스는, 다양한 경사각(tilt angle), 또는 플립각(flip angle)을 가질 수 있다. 상이한 플립각의 이용은, 만일 리포커싱 펄스의 플립각들이 상기 미리결정된 영역을 주로 채우는 재료에 따라 선택된다면 각 리포커싱 펄스의 스위칭 후 MR 데이터의 획득시에 MR 신호의 미리결정된 평균 신호 강도(또는 미리결정된 상대적 신호 감쇠)가 달성될 수 있게 한다.
- [0019]           비선택적 리포커싱 펄스에서 (예를 들어, 180° 의) 일정한 플립각을 이용한다면, 평균 신호 강도는 MR 데이터의 획득시에 지수적으로 감소한다. 이후에 더 상세히 설명되는 바와 같이, 리포커싱 펄스의 플립각의 적절한 선택을 통해, 신호 강도의 이러한 감소가 유지되거나 심지어 장기간에 걸쳐, 또는 수많은 리포커싱 펄스에 걸쳐 역전될 수 있다. 따라서 비선택적 리포커싱 펄스에 대한 상이한 플립각의 이용은, 주어진 일정한 플립각의 경우보다 더 많은 k-공간 라인들이 RF 여기마다 획득될 수 있게 한다.
- [0020]           본 발명에 따르면, 선택적 리포커싱 펄스 전과 후에 하나 이상의 스포일러 기울기(spoiler gradients) 또는, 리페이징 기울기(rephasing gradients)도 역시 스위칭될 수 있다. 이로써 이들 하나 이상의 스포일러 기울기는 또한, 제2 두께 방향을 따라 향하는 스포일러 기울기를 포함한다. 그러나, 스포일러 기울기가 제2 두께 방향에 수직으로 정렬된 스포일러 기울기를 포함하는 것도 가능하다.
- [0021]           스포일러 기울기들의 스위칭은 "구(old)" 자화를 파괴하는 역할을 한다.
- [0022]           본 발명에 따른 추가 실시예에 따르면, (예를 들어, 복수의 k-공간 라인들로 구성된) k-공간 세그먼트의 MR 데이터의 획득은 다음과 같은 단계들을 포함한다:
- [0023]           • 제1 단계에서, RF 여기 펄스는 자화를 +90° 만큼 플립(flip)하고, k-공간 세그먼트의 제1 MR 데이터가 (선택적 리포커싱 펄스의 스위칭의 스위칭을 통해 및 비선택적 리포커싱 펄스의 스위칭을 통해) 본 발명에 따라 획득

득된다.

- [0024] • 제2 단계에서, RF 여기 펄스는 자화를  $-90^\circ$  만큼 플립하고, 동일한 k-공간 세그먼트의 제2 MR 데이터가 본 발명에 따라 획득된다.
- [0025] • 획득된 제1 MR 데이터 및 제2 MR 데이터는 후속해서 평균화되고, 이들 평균화된 MR 데이터는 획득하고자 하는 k-공간 세그먼트의 MR 데이터를 산출한다.
- [0026] 비선택적 리포커싱 펄스의 FID("Free Induction Decay") 신호의 자화는 여기 동안에  $+90^\circ$  만큼 한 번 및  $-90^\circ$  만큼 한 번 플립되므로, 제1 MR 데이터의 획득시 FID 신호는 제2 MR 데이터의 획득시와 정확히 반대로 행동하여, 이들 FID 신호들의 평균은 k-공간 세그먼트의 최종 MR 데이터의 결정시 평균값을 계산함으로써 취해지고, 이로써 아티팩트가 회피될 수 있다.
- [0027] 본 발명의 범위 내에서, 자기 공명 시스템은 또한, 검사 대상물 내의 미리결정된 영역에서 MR 데이터를 획득하기 위해 제공된다. 이로써 자기 공명 시스템은: 기본계 자석(basic field magnet); 기울기계 시스템(gradient field system); 하나 이상의 RF 안테나; 및 기울기계 시스템과 RF 안테나(들)를 제어하여, RF 안테나(들)에 의해 획득되는 측정 신호를 수신하며, 측정 신호를 평가하고 MR 영상 데이터 세트를 생성하는 제어 장치를 포함한다. 자기 공명 시스템은 상기 미리결정된 영역을 포함하는 제1 3차원 체적 세그먼트를 RF 여기 펄스로 선택적으로 여기한다. 이 제1 체적 세그먼트는 제1 두께 방향으로 제1 두께를 가진다. 후속해서 자기 공명 시스템은, 마찬가지로 상기 미리결정된 영역을 포함하는 제2 3차원 체적 세그먼트를 선택적 리포커싱 펄스로 리포커싱한다. 이 제2 체적 세그먼트는 제1 두께 방향에 직교하는 제2 두께 방향으로 제2 두께를 가진다. MR 데이터를 판독하기 위해, 자기 공명 시스템은 다음과 같은 부단계들을 반복적으로 실행한다:
- [0028] • 자기 공명 시스템은 비선택적 리포커싱 펄스를 스위칭한다.
- [0029] • 후속해서 자기 공명 시스템은 공간 코딩을 위해 2개의 위상 코딩 기울기 및 추가 자계 기울기를 스위칭한다. 자기 공명 시스템은 추가 자계 기울기가 스위칭되는 동안 MR 데이터(예를 들어 k-공간 라인)를 판독한다.
- [0030] 본 발명에 따른 자기 공명 시스템의 이점은 본질적으로 상세히 설명된 본 발명에 따른 방법의 이점에 대응하므로, 여기서는 반복된 설명은 생략한다.
- [0031] 또한, 본 발명은, 컴퓨터 프로그램 제품, 특히 자기 공명 시스템의 프로그래머블 제어 장치나 컴퓨터의 메모리에 로딩될 수 있는 소프트웨어를 기술한다. 앞서 설명된 본 발명에 따른 방법의 모든 또는 다양한 실시예들은, 컴퓨터 프로그램 제품이 제어 장치에서 실행될 때 상기 컴퓨터 프로그램 제품에 의해 실행될 수 있다. 이로써 컴퓨터 프로그램 제품은 대응하는 실시예를 구현하기 위해 아마도 프로그램 수단(예를 들어, 라이브러리 및 보조 함수)을 요구할 것이다. 즉: 특히 전술된 본 발명에 따른 방법의 실시예들 중 하나를 실행하거나, 또는 본 실시예를 실행하는 소프트웨어는 컴퓨터 프로그램 제품에 관한 청구항에 의해 보호되어야 한다. 이로써 소프트웨어는, 여전히 컴파일 및 링크되어야 하거나 또는 단지 인터프리트되어야 하는 소스 코드(예를 들어, C++)이거나, 실행을 위해 대응하는 컴퓨터나 제어 장치 내에 로딩되기만 하면 되는 실행가능한 소프트웨어 코드일 수 있다.
- [0032] 마지막으로, 본 발명은 전자적으로 판독가능한 제어 정보(특히 소프트웨어; 전술된 내용 참조)가 저장되는 전자적으로 판독가능한 데이터 매체(예를 들어, DVD, 자기 테이프 또는 USB 스틱)를 개시한다. 앞서 기술된 방법의 본 발명에 따른 모든 실시예들은, 이 제어 정보(소프트웨어)가 데이터 매체로부터 판독되고 자기 공명 시스템의 제어 장치나 컴퓨터에 저장될 때 구현될 수 있다.
- [0033] 구 시퀀스 - 예를 들어, TSE 시퀀스("Turbo Spin Echo")나 FSE 시퀀스("Fast Spin Echo") -와는 대조적으로, 본 발명에 따른 펄스 시퀀스의 판독 모듈은 유익하게도 SPACE("Sampling Perfection with Application optimized Contrasts using different flip angle Evolutions") 시퀀스에 대응한다. 사실상 이 SPACE 시퀀스는, 예를 들어, 가변 플립각과 이로부터 가능한 긴 에코 트레인(echo train) 길이로 인해 구 TSE 및 FSE 시퀀스보다 우수한 것으로 나타났다.
- [0034] 본 발명은 다음과 같은 이점을 가진다:
- [0035] • 에일리어싱 효과를 회피함으로써, 이들 에일리어싱 효과를 피하기 위한 시간 소모적인 단계들(예를 들어, 오버샘플링)을 피할 수 있음으로써, 획득 시간의 뚜렷한 감소가 생긴다.

[0036] • 상기 미리결정된 영역의 대응하는 선택을 통해, 본 발명은 별개 체적의 또는 슬라이스의 정의된 부분의 목표된 획득을 가능케 하여 (체적의 또는 슬라이스의 원치 않는 부분을 마스킹하지 않고도) 특별히 이 부분만의 MR 영상의 생성을 가능케 한다. 이것은 의사가 체적이거나 슬라이스의 이 부분에만 액세스해야 함으로써 작업 시간의 상당한 절감으로 이어진다는 이점을 가진다.

[0037] 본 발명은 2방향으로 미리결정된 크기의 미리결정된 직육면체의 MR 데이터를 획득하기에 특히 적합하다. 당연히, 본 발명은 우선적인 응용 분야만으로 한정되지 않는데, 이것은 본 발명은, 예를 들어, 3개의 공간적 방향 모두에서 임의적 크기를 갖는 임의의 직육면체의 MR 데이터의 획득에 이용될 수도 있기 때문이다.

[0038] 이하에서 도면을 참조하여 본 발명에 따른 실시예들을 이용하여 본 발명이 상세히 기술된다.

**도면의 간단한 설명**

[0039] 도 1은 본 발명에 따른 자기 공명 시스템을 도시한다.

도 2에는, 직육면체 내부의 MR 데이터를 획득하기 위한 본 발명에 따른 시퀀스가 도시되어 있다.

도 3 및 도 4에는, 2개의 3차원 체적 세그먼트들의 교집합으로부터 어떻게 직육면체가 생기는지의 예가 도시되어 있다.

도 5 및 도 6은 플립각의 변동을 통해 MR 신호의 평균 신호 강도가 어떻게 영향받을 수 있는지를 도시한다.

도 7에는 본 발명에 따른 방법의 흐름도가 도시되어 있다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0040] 도 1은 (자기 공명 촬영, 또는 핵자기 공명 단층 촬영 장치의) 자기 공명 시스템(5)의 개략도를 도시한다. 이로써 기본 자계(1)는, (예를 들어, 자기 공명 시스템(5)의 테이블(23)에 누워서 검사받는 검사대상이 되는 인체의 일부와 같은) 대상물(0)의 체적 세그먼트에서 분극이나 핵 스핀(nuclear spins)의 정렬을 위한 시간적으로 일정한, 강한 자계를 생성한다. 검사 대상이 되는 인체의 일부가 정렬되어 있는 통상 구형의 측정 체적(spherical measurement volume) M에서는 핵자기 공명 측정에 요구되는 기본 자계의 높은 균질성이 정의된다. 강자성 재료로 만들어진 심플레이트(shim plate)라고 알려진 것이 균질성 요건을 보조하기 위해, 및 특히 시불변 영향을 제거하기 위해 적절한 지점에 부착된다. 시간적으로 가변적인 영향은 심코일(shim coil, 2)에 의해 제거된다.

[0041] 3개의 부권선(sub-winding)으로 구성된 실린더형 기울기 코일 시스템(3)이 기본계 자석(1)에 이용된다. 각각의 부권선에는, 데카르트 좌표계의 각 방향으로 선형의 (및 시간적으로 가변의) 기울기계(gradient field)를 생성하기 위해 증폭기에 의해 전류가 공급된다. 이로써 기울기계 시스템(3)의 제1 부권선은 x방향으로 기울기  $G_x$ 를 생성한다; 제2 권선은 y방향으로 기울기  $G_y$ 를 생성한다; 그리고, 제3 권선은 z방향으로 기울기  $G_z$ 를 생성한다. 증폭기는 시간적으로 정확한 기울기 펄스의 생성을 위해 시퀀스 제어기(18)에 의해 제어되는 디지털/아날로그 변환기를 포함한다.

[0042] 기울기계 시스템(3) 내에는, 무선 주파수 전력 증폭기에 의해 방출된 무선 주파수 펄스를 교류 자계로 변환하여 핵(nuclei)을 여기하고 검사될 대상물(0) 또는 검사될 대상물(0)의 영역의 핵 스핀을 정렬하는 하나(또는 그 이상의) 무선 주파수 안테나(4)가 위치해 있다. 각각의 무선 주파수 안테나(4)는, 컴포넌트 코일들이 고리 모양(유익하게는 선형 또는 매트릭스형) 형태로 된 하나 이상의 RF 송신 코일과 하나 이상의 RF 수신 코일을 포함한다. 처리 핵 스핀으로부터 나오는 자계 - 즉, 통상 하나 이상의 무선 주파수 펄스 및 하나 이상의 기울기 펄스로 구성된 펄스 시퀀스에 의해 유발된 핵 스핀 에코 신호 - 는 또한, RF 수신 코일에 의해 전압(측정 신호)으로 변환되고, 이 전압은 증폭기(7)를 통해 무선 주파수 시스템(22)의 무선 주파수 획득 채널(8)에 공급된다. 무선 주파수 시스템(22)은 또한 핵 자기 공명의 여기를 위해 무선 주파수 펄스가 생성되는 전송 채널(9)을 포함한다. 이로써 각각의 무선 주파수 펄스는, 시스템 컴퓨터(20)에 의해 미리결정된 펄스 시퀀스에 기초하여 일련의 복소수로서 시퀀스 제어기(19)에서 디지털적으로 표현된다. 이 수열은 각각의 입력(12)을 통해 실수부와 허수부로서 무선 주파수 시스템(22)의 디지털/아날로그 변환기에 공급되고, 이로부터 전송 채널(9)로 공급된다. 전송 채널(9)에서, 펄스 시퀀스는, 중심 주파수에 대응하는 기저 주파수(base frequency)를 갖는 무선 주파수 캐리어 신호 상에 변조된다.

[0043] 전송 동작으로부터 수신 동작으로의 전환은 전송/수신 디플렉서(6)를 통해 발생한다. 무선 주파수 안테나



(들)(4)의 RF 전송 코일은 무선 주파수 펄스를 방출하여 측정 체적 M 내의 핵 스핀을 여기하여, 그 결과의 에코 신호들이 RF 수신 코일(들)을 통해 스캔된다. 대응하여 획득된 핵 자기 공명 신호들은 무선 주파수 시스템(22)의 수신 채널(8')(제1 복조기)의 중간 주파수에서 위상-감응 복조(phase-sensitively demodulate)되고, 아날로그/디지털 변환기(ADC)에서 디지털화된다. 이 신호는 주파수 0로 추가로 복조된다. 주파수 0로의 복조와 실수부 및 허수부의 분리는 디지털화 이후에 제2 복조기의 디지털 영역에서 발생한다. 이러한 방식으로 획득된 측정 데이터로부터 영상 컴퓨터(17)를 통해 MR 영상 또는 3차원 영상 데이터 세트가 재구성된다. 측정 데이터, 영상 데이터, 및 제어 프로그램의 관리는 시스템 컴퓨터(20)를 통해 발생한다. 시퀀스 제어기(18)는 제어 프로그램의 명세에 기초하여 k-공간의 대응하는 스캔과 각각의 원하는 펄스 시퀀스의 생성을 모니터링한다. 특히, 이로써 시퀀스 제어기(18)는, 기울기의 시간적으로 정확한 스위칭, 정의된 위상 진폭을 갖는 무선 주파수 펄스의 방출, 및 핵자기 공명 신호의 수신을 제어한다. 무선 주파수 시스템(22)과 시퀀스 제어기(18)의 시간 기초는 합성기(19)에 의해 제공된다. MR 영상을 생성하는 대응하는 (예를 들어, DVD(21)에 저장되어 있는) 제어 프로그램의 선택과 생성된 MR 영상의 제공은, 키보드(15), 마우스(16), 및 스크린(14)을 포함하는 단말(13)을 통해 발생한다.

[0044] 본 발명에 따른 펄스 시퀀스가 도 2에 도시되어 있다. "구" 자화를 파괴하는 스포일러 기울기(34) 이후에, 제1 미리결정된 체적 세그먼트  $V_1$  (도 3 참조) 내의 스핀을 여기하기 위해 z축 방향으로의 자계 기울기  $G_{z1}$ 과 함께 선택적 RF 여기 펄스(31)가 스위칭된다. x축 방향으로 스위칭된 기울기 펄스(37)는, 후속하는 선택적 리포커싱 펄스(32) 이전에 자화가 디페이즈(dephase)되므로 판독 이전에 자화를 준비하는 역할을 한다.

[0045] 후속해서 선택적 리포커싱 펄스(32)가 (2개의 스포일러 기울기(34)에 의해 프레임된) y축 방향의 자계 기울기  $G_{y1}$ 과 함께 스위칭되고, 이를 통해 제2 미리결정된 체적 세그먼트  $V_2$  (도 3 참조) 내의 스핀들이 리포커싱된다. 이 리포커싱은 본질적으로 RF 여기 펄스(31)에 의해 앞서 여기되었던 스핀들에만 작용하기 때문에, 선택적 리포커싱 펄스(32) 이후에, 직육면체 Q(도 3 참조) 내의 스핀들만이 리포커싱되고, 이것은 제1 체적 세그먼트  $V_1$  및 제2 체적 세그먼트  $V_2$ 로부터의 교집합에 대응한다. 리포커싱 펄스 또는 리포커서(32)로 인한 FID 신호들은 이후의 데이터 획득시의 신호에 기여하지 않는데, 이것은 이들이 리포커서(32)(상기 참조) 이전에 기울기 펄스(37 또는 34)에 의해 대응하여 준비되지 않았거나, 리포커서(32) 이후에 스포일러(34)에 의해 디페이즈되기 때문이다.

[0046] 후속해서 정의된 k-공간 세그먼트(여기서, k-공간은 직육면체 Q에 대응)에서 MR 데이터가 판독되어 k-공간 라인을 판독한다. 각각 y축을 따른 기울기 펄스  $G_{y2}$ 와 z축을 따른 기울기 펄스  $G_{z2}$ 를 뒤따르는 비선택적 리포커싱 펄스(32)가 스위칭된다. 이들 2개의 기울기 펄스들 또는 위상 코딩 기울기  $G_{y2}$  및  $G_{z2}$ 는 위상 코딩의 역할을 한다. 이들 2개의 위상 코딩 기울기  $G_{y2}$  및  $G_{z2}$  이후에, k-공간 라인이 판독되고, 여기서, 자계 기울기  $G_x$ 는 x축 방향으로 스위칭된다.

[0047] 선택적 RF 여기 펄스(31)와 선택적 RF 리포커싱 펄스(32)의 단 1회 스위칭 이후에, 단일 비선택적 리포커싱 펄스(33)의 플립각이 그에 따라 변동한다면 (도 5 및 도 6을 참조하여 이하에서 상세히 설명되는 바와 같이) 120개 이상의 비선택적 리포커싱 펄스(33)(및 그에 따라 120개 이상의 k-공간 라인)들이 판독될 수 있다.

[0048] 제1 기울기  $G_x$ 의 도움으로 획득된 MR 데이터 또는 에코 신호들은 폐기되는데, 이것은, 어떠한 비선택적 리포커싱 펄스(33)도 이들과 함께 스위칭되지 않는 이유라는 점에 유의한다. (마찬가지로 제1 기울기  $G_x$ 의 도움으로 획득된 MR 데이터가 평가되는 것, 즉 폐기되지 않는 것도 가능하다).

[0049] 본 발명은 도 3 및 도 4를 참조하여 한번 더 예시적으로 설명되어야 한다. 슬라이스 두께  $d_1$ 을 갖는 슬라이스 또는 제1 체적 세그먼트  $V_1$ 이 선택적 RF 여기 펄스(31)(도 2 참조)에 의해 여기된다. 후속해서 슬라이스 두께  $d_2$ 를 갖는 슬라이스 또는 제2 체적 세그먼트  $V_2$ 가 선택적 RF 리포커싱 펄스(32)(도 2 참조)에 의해 리포커싱된다. RF 여기 펄스(31)에 의해 이미 여기된 스핀들만이 리포커싱되기 때문에, 본 발명에 따라 직육면체 Q 내의 스핀들만이 리포커싱된다. 이 직육면체 Q는, 도 3에 도시된 바와 같이, 제1 체적 세그먼트  $V_1$ 과 제2 체적 세그먼트  $V_2$ 의 교집합으로부터 생긴다.

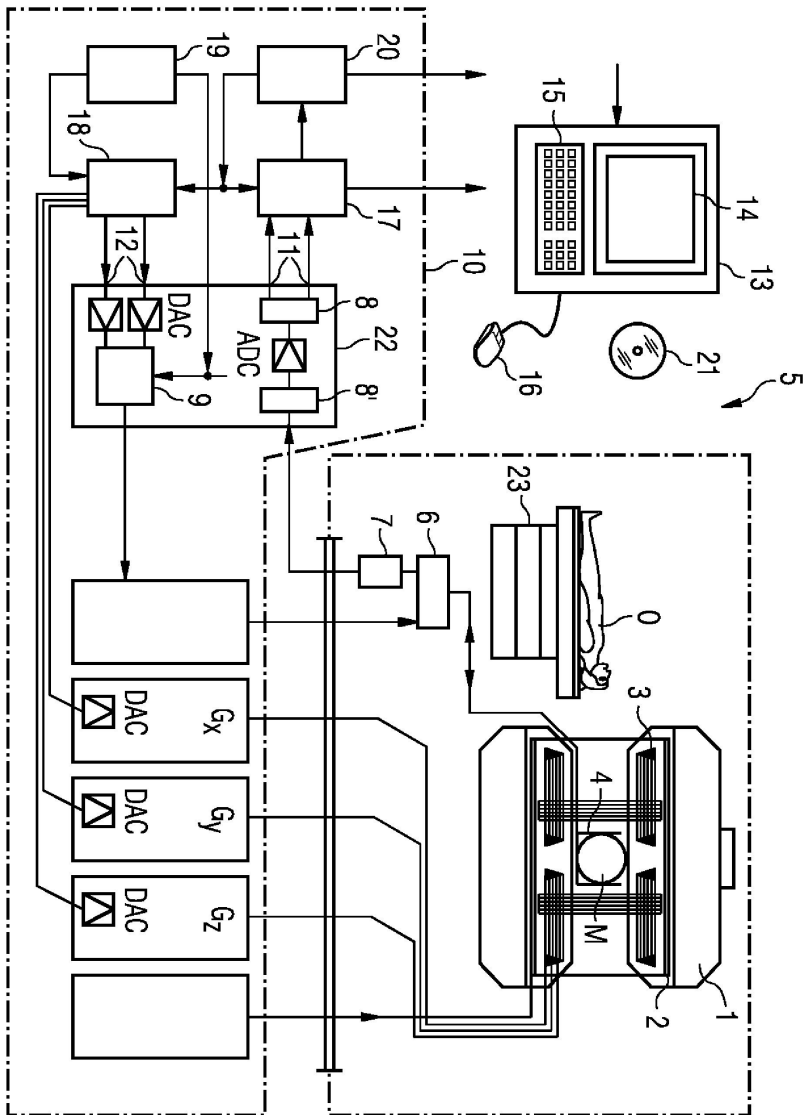
[0050] 이 교집합은 x축 방향으로 긴 길이를 갖는 직육면체이다. (이 길이는 자기 공명 시스템(5)에 의해 생성된 자계의 크기에 의해 정의된다). 이와 대조적으로, 직육면체 Q는 y축 방향의 두께  $d_2$ 과 z축 방향의 두께  $d_1$ 을

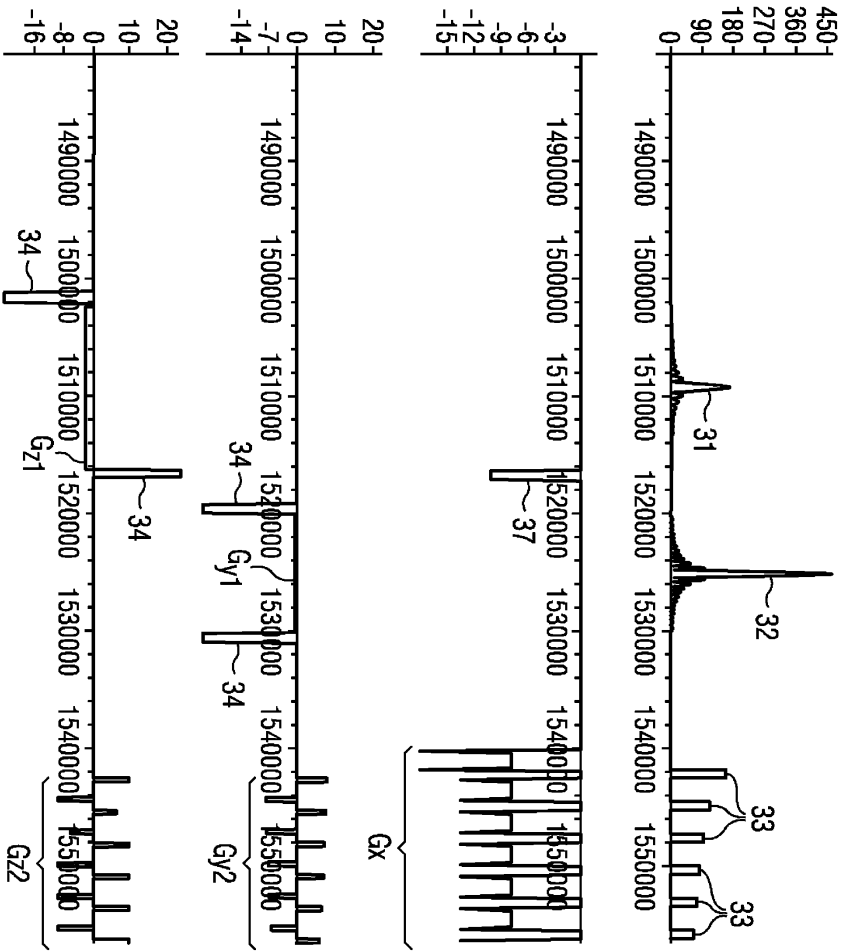
가진다. RF 여기 펄스(31)(자계 기울기  $G_{z1}$ 과 함께)는  $z$ 축에 관하여 선택적이고, 선택적 리포커싱 펄스(32)(자계 기울기  $G_{y1}$ 과 함께)는  $y$ 축에 관하여 선택적이기 때문에, 제1 체적 세그먼트  $V_1$ 은 본질적으로  $z$ 축 방향으로만 제한(두께  $d_1$ )을 가지며 다른 2개 방향( $x$ 방향 및  $y$ 방향)으로는 제한을 갖지 않는 반면, 제2 체적 세그먼트  $V_2$ 는 본질적으로  $y$ 축 방향으로만 제한(두께  $d_2$ )을 가지며 다른 2개 방향( $x$  방향 및  $z$  방향)으로는 제한을 갖지 않는다.

- [0051] 본 발명에 따르면, 2개의 위상 코딩 기울기  $G_{y2}$  및  $G_{z2}$ 의 방향(또는  $y$ 축 및  $z$ 축 방향)으로 제한되는 직육면체 Q 내부의 스핀들만이 리포커싱되기 때문에, 유의하게도 위상 코딩 기울기 방향으로서는 어떠한 에일리어싱 아티팩트도 발생하지 않는다. 이로써, 에일리어싱 아티팩트를 피하기 위해 종래 기술에 따라 이용되는 오버샘플링이 요구되지 않기 때문에 종래 기술에 비해 더 높은 품질로 또는 더욱 신속하게 MR 데이터가 획득될 수 있다.
- [0052] 따라서, 본 발명은 미리결정된 영역("내부 체적") 또는 검사 대상물의 슬라이스의 일부의 질적으로 고품위의 MR 영상이 도 4에 도시된 바와 같이 생성되는 것을 가능케 한다.
- [0053] 도 3에 도시된 MR 영상의 생성에 비해, 도 4에 도시된 MR 영상의 생성은 한편으로는 더 짧은 획득 시간을 요구한다. 다른 한편으로는, 의사 또는 의료 전문가가 또한 자신에게 제시된 MR 영상에만 액세스해야 한다. 즉, 도 3에 도시된 MR 영상의 경우, 의사는 환자의 양쪽 고관절 모두에 액세스해야 하는 반면, 도 4에 도시된 MR 영상의 경우에는 한쪽의 고관절만을 살펴야 한다.
- [0054] 비선택적 리포커싱 펄스(33)(도 2 참조)에 대한 플립각의 곡선이 도 5에 도시되어 있다. 도 5에서, 각각의 비선택적 리포커싱 펄스(33)의 인덱스  $n$ 이  $x$ 축에 도시되어 있고, 대응하는 리포커싱 펄스(33)에 대한 대응하는 플립각(35)이  $y$ 축에 도시되어 있다. 예를 들어, 선택적 리포커싱 펄스(32) 이후의 첫 번째 비선택적 리포커싱 펄스(33)(인덱스 0)는 약  $105^\circ$ 의 플립각을 갖는 반면, 후속하는 비선택적 리포커싱 펄스(33)는 더 작은 플립각(35)을 가진다. 대략 15번째 비선택적 리포커싱 펄스 후에, 플립각(35)은 다시 한번 상승한 다음, 대략 65번째 비선택적 리포커싱 펄스 후에 다시 하강한다.
- [0055] 리포커싱 이후의 각각의 비선택적 리포커싱 펄스에 의해 관독된 MR 영상이나 에코 신호의 평균 신호 강도(36)가 도 6에 도시되어 있다. 이로써 평균 신호 강도는 여기되거나 리포커싱된 영역에 위치하고 있는 물질이나 재료에 의존한다. 이로써 도 6에 도시된 신호 곡선이 적용될 수 있는 상이한 물질이 T1(스핀-그리드 완화 시간, 또는 종방향 완화 시간) 대 T2(스핀-스핀 완화 시간, 또는 횡방향 완화 시간)의 비율에 의해 정의된다.
- [0056] 도시된 신호 곡선들 중에서, 신호 곡선(38)이 선호되는데, 이것은 이 신호 곡선이 많은 리포커싱 펄스에 대해 거의 불변의 평균 신호를 갖기 때문이다. 평균 신호 강도는 첫 번째 비선택적 리포커싱 펄스(인덱스 0)로부터 약 15번째 비선택적 리포커싱 펄스까지 하강하지만, 그것은 그 후 약 65번째 비선택적 리포커싱 펄스까지는 안정적으로 남아있다. 플립각 곡선의 대응하는 선택을 통해, 검사될 영역 내의 다른 물질들에 대해서도 선호되는 신호 곡선(38)이 본질적으로 가능해질 수 있다.
- [0057] MR 데이터를 획득하기 위한 본 발명에 따른 방법의 흐름도가 도 7에 도시되어 있다.
- [0058] 제1 단계(S1)에서,  $z$ 축 방향으로 선택적인 RF 여기 펄스가 스위칭된다. 제2 단계(S2)에서,  $y$ 축 방향으로 선택적인 RF 리포커싱 펄스가 스위칭된다.
- [0059] 이제 결과적인 직육면체 내의 MR 데이터를 관독하기 위해, 제3 단계(S3)에서, 비선택적 RF 리포커싱 펄스가 스위칭되며, 이 리포커싱 펄스에 대해 플립각은 개별적으로 선택된다. 후속해서 제4 단계(S4)에서 2개의 위상 코딩 기울기들이 스위칭되고, 제5 단계(S5)에서, 스위칭된 주파수 코딩 기울기를 고려하여  $k$ -공간 라인이 관독된다. 방법이 제1 단계(S1)로 복귀할 때까지 단계 S3 내지 S5가 120회 반복되고,  $k$ -공간 전체가 획득될 때까지 단계 S1 내지 S5가 구현된다.

도면

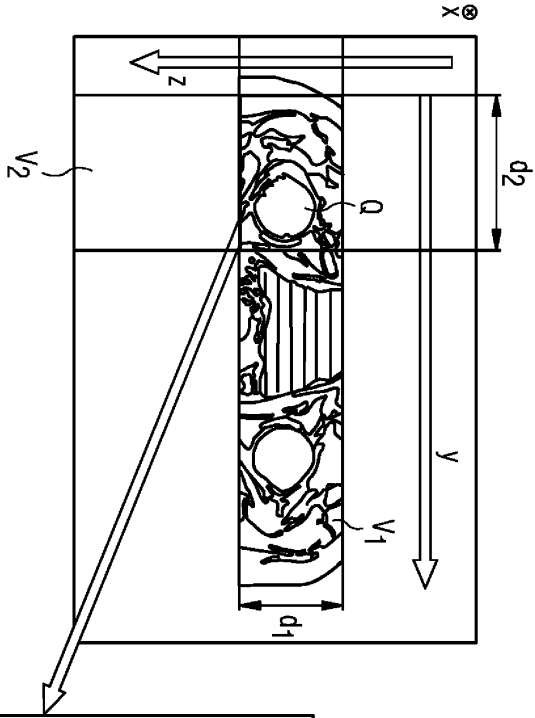
도면1





도면2

도면3



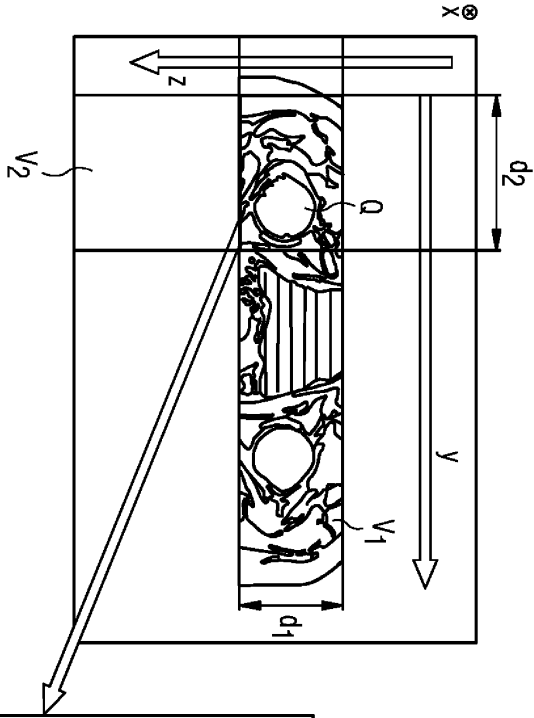
도 3



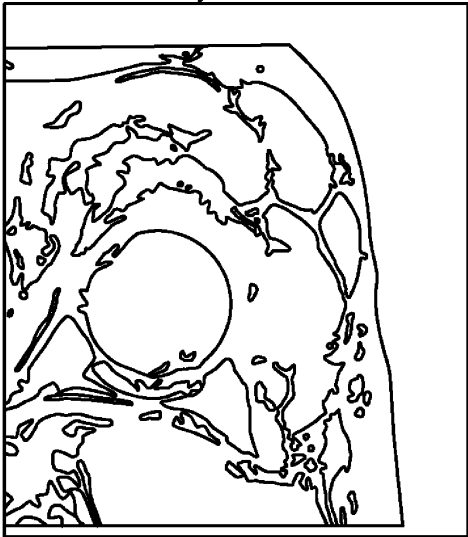
도 4

도면4

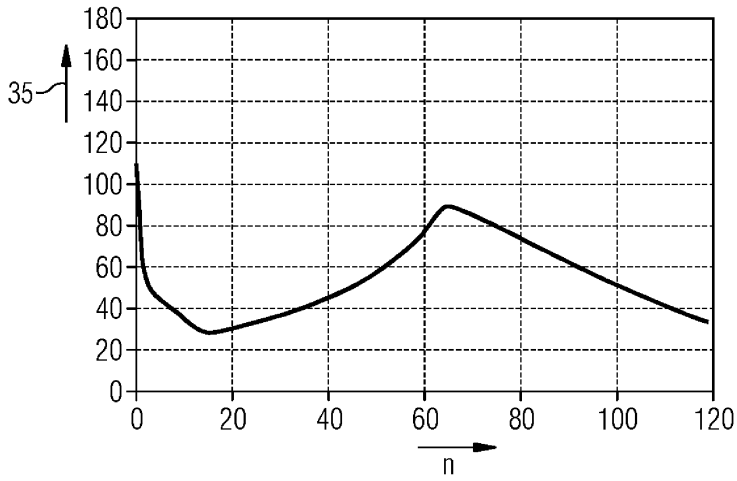
도 3



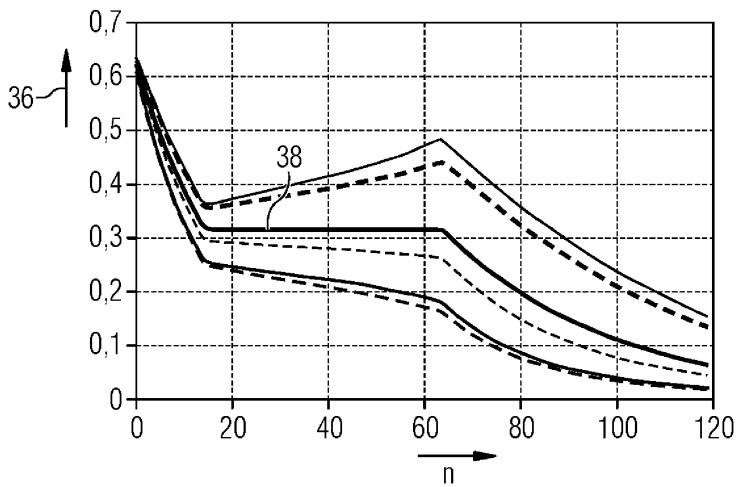
도 4



도면5



도면6



- |                      |                         |
|----------------------|-------------------------|
| $T1/T2=940/100$ ———  | $T1/T2=750/200$ - - - - |
| $T1/T2=1500/50$ ———  | $T1/T2=750/50$ - - - -  |
| $T1/T2=1500/200$ ——— | $T1/T2=1200/75$ - - - - |

도면7

