



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년02월22일

(11) 등록번호 10-1596549

(24) 등록일자 2016년02월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/055 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2013-0043419

(22) 출원일자 2013년04월19일

심사청구일자 2014년08월06일

(65) 공개번호 10-2013-0118815

(43) 공개일자 2013년10월30일

(30) 우선권주장

10 2012 206 585.7 2012년04월20일 독일(DE)

(56) 선행기술조사문현

US20100301860 A1

KR1020070042875 A

KR1020050055600 A

KR1020070038929 A

(73) 특허권자

지멘스 액티엔게젤샤프트

독일 뮌헨 80333 비델스파허프라쓰 2

(72) 발명자

그레이세르, 안드레아스

독일 91054 애를랑겐 바이로이트 스트라세 24에이

슈미트, 퍼터

독일 91085 바이엔도르프 엠 홀자커 47

슈에, 후이

미국 08823 뉴저지주 프랭클린 파크 발보아 레인

32

(74) 대리인

양영준, 백만기, 정은진

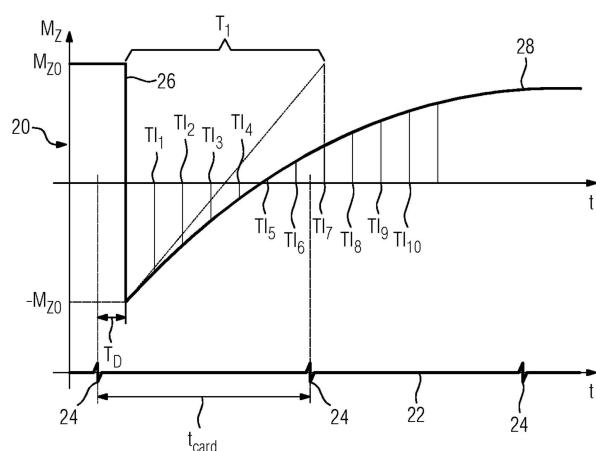
전체 청구항 수 : 총 15 항

심사관 : 최성수

(54) 발명의 명칭 검사 구역에서 공간적으로 분해된 자기 공명 완화 파라미터들의 신속한 결정을 위한 방법

(57) 요약

본 발명은 검사 구역에서 공간적으로 분해된 자기 공명 완화 파라미터들의 신속한 결정을 위한 방법에 관한 것이다. 첫째, 검사 구역에 준비 필스가 방사된다. 종축 자화(longitudinal magnetization)의 완화 동안, 빠른 자기 공명 시퀀스를 사용하여 최소한 두 개의 상이한 시점에서 공간적으로 인코딩된 자기 공명 신호들이 측득된다. 각 반전 시간(inversion time)에, 이미지 데이터 기록은, 서로에게 탄력적으로 등록되는, 자기 공명 신호들로부터 재구성된다. 기록된 이미지 데이터 기록으로부터, 자기 공명 완화 파라미터들의 값들이 공간적으로 정확하게 결정된다.

대 표 도 - 도2

명세서

청구범위

청구항 1

검사 구역에서 공간적으로 분해된 자기 공명 완화 파라미터들의 신속한 결정을 위한 방법으로서,

- 상기 검사 구역에 준비 필스(26)를 방사하는 단계,
- 종축 자화(longitudinal magnetization)의 완화 동안, 신속한 자기 공명 시퀀스에 의해 최소한 두 개의 상이한 반전 시간들(TI1, TI2 등)에서 공간적으로 인코딩된 자기 공명 신호들을 측득하는 단계,
- 임의의 반전 시간(TI1, TI2 등)에, 상기 자기 공명 신호들로부터 이미지 데이터 기록(30, 31, 32 등)을 재구성하는 단계,
- 상기 이미지 데이터 기록들 중 적어도 2개를 서로에게 탄력적으로 등록하는 단계(50), 및
- 상기 등록된 이미지 데이터 기록들(40, 41, 42 등)로부터 상기 자기 공명 완화 파라미터들을 공간적으로 정확하게 결정하는 단계

를 포함하는 자기 공명 완화 파라미터들의 신속한 결정을 위한 방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 준비 필스는 반전 필스(inversion pulse; 26)인 것을 특징으로 하는 자기 공명 완화 파라미터들의 신속한 결정을 위한 방법.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 준비 필스는 포화 필스(saturation pulse)인 것을 특징으로 하는 자기 공명 완화 파라미터들의 신속한 결정을 위한 방법.

청구항 4

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 자기 공명 완화 파라미터는 종축 완화 상수(longitudinal relaxation constant) T1인 것을 특징으로 하는 자기 공명 완화 파라미터들의 신속한 결정을 위한 방법.

청구항 5

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 자기 공명 완화 파라미터는 횡축 완화 상수(transverse relaxation constant) T2인 것을 특징으로 하는 자기 공명 완화 파라미터들의 신속한 결정을 위한 방법.

청구항 6

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 고속 자기 공명 시퀀스는 경사 에코 시퀀스(gradiant echo sequence)로서 설계되는 것을 특징으로 하는 자기 공명 완화 파라미터들의 신속한 결정을 위한 방법.

청구항 7

제6항에 있어서, 상기 경사 시퀀스는 TrueFISP 시퀀스인 것을 특징으로 하는 자기 공명 완화 파라미터들의 신속한 결정을 위한 방법.

청구항 8

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 자기 공명 신호들의 측득은 하나의 심장 주기(cardiac cycle)(tCard) 내에 수행되는 것을 특징으로 하는 자기 공명 완화 파라미터들의 신속한 결정을 위한 방법.

청구항 9

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 두 개의 이미지 데이터 기록들에 대한 등록은 합성 추정 이미지 데이터 기록들(synthetic estimation image data records)에 의해 수행되고, 개개의 합성 추정 이미지 데이터 기록들은 각각의 이미지 데이터 기록으로부터 반복 과정에 의해 결정되는 것을 특징으로 하는 자기 공명 완화 파라미터들의 신속한 결정을 위한 방법.

청구항 10

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 각각의 심장 주기에서 연속하여, 자기 공명 완화 파라미터 맵들이 생성된 다음, "실시간 T1 매핑"으로서 표시되는 것을 특징으로 하는 자기 공명 완화 파라미터들의 신속한 결정을 위한 방법.

청구항 11

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 이미지 데이터 기록들은 각각의 반전 시간 동안 서로에게 등록되고, 각각의 반전 시간 동안 자기 공명 완화 파라미터들의 공간적으로 정확한 값들이 결정되는 것을 특징으로 하는 자기 공명 완화 파라미터들의 신속한 결정을 위한 방법.

청구항 12

제11항에 있어서, 추가로, 개개의 심장 단계들에 대한 합성 이미지 데이터 기록들은 미리-설정된 목표 콘트라스트를 반영하도록 생성되는 것을 특징으로 하는 자기 공명 완화 파라미터들의 신속한 결정을 위한 방법.

청구항 13

제11항에 있어서, 각각의 반전 시간에, 자기 파라미터들은 각각의 이미지 데이터 기록들과 함께 보여지는 것을 특징으로 하는 자기 공명 완화 파라미터들의 신속한 결정을 위한 방법.

청구항 14

제10항에 있어서, 자기 공명 파라미터들은 이미지 데이터와 겹쳐서 보여지는 것을 특징으로 하는 자기 공명 완화 파라미터들의 신속한 결정을 위한 방법.

청구항 15

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 자기 공명 완화 파라미터들에 대해 결정된 공간적으로 정확한 값들로부터, 자기 공명 완화 파라미터 맵이 생성되는 것을 특징으로 하는 자기 공명 완화 파라미터들의 신속한 결정을 위한 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 하나의 검사 구역에서 공간적으로 분해된 자기 공명 완화 파라미터, 이를테면, 종축 완화 상수 T1 및 횡축 완화 상수 T2의 신속한 결정을 위한 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 의료 자기 공명 이미징(medical magnetic resonance imaging)은 상이한 조직들에 대한 이미징에 대한 또는 조직 상태의 시각적 표현에 대한 특히 높은 콘트라스트로 인해 부드러운 조직(soft tissue)의 진단에 유용하다. 종축 완화 상수 T1 또는 횡축 완화 상수 T2와 같은 자기 공명 완화 파라미터들의 값에 대한 공간적으로 분해된 결정은 의료 자기 공명 기술에서 중요성이 증대되는데, 그 이유는 그것이 상이한 조직들을 진단하거나 비정상적인 조직 변화들을 식별할 수 있게 하기 때문이다. 공간적으로 분해되고 정량화된(spatially resolved and quantified) 완화 파라미터들은 파라미터 맵들의 형태로 표현되고 따라서 진단에서 유용한 시연 도구(demonstration tool)이다.

[0003] 특히, 심장 조직에 대한 질병의 진단에 있어서, 완화 파라미터의 결정을 위해 정량적 방법들에 대한 중요성이 점점 더 증가한다. 이러한 맥락에서 중요한 것은 종축 완화 상수 T1의 정량적 결정(quantitative determination)이다.

[0004]

그러나, 심장 조직의 T1 상수의 결정은 심장 및 호흡 운동(cardiac and respiratory movement)으로 인해 큰 어려움이 있다. 일반적으로 콘트라스트 에이전트(contrast agent)의 관리 이전에 심장 조직에서 긴 T1 완화 상수들이 발생함에 따라, 긴 T1 완화 상수들에 대한 결정이 훨씬 더 어렵다. 데이터 취득 기술에 따르면, 불규칙한 심장 및 호흡 주기들은 T1 상수를 결정하는데 있어서 또 다른 문제를 나타낸다. 이는, T1 상수들의 정확한 정량화를 위해, 우리가 종축 자화(longitudinal magnetization)를 알아야 하기 때문에 그렇다. 반복 시간이 너무 짧은 경우, 새로운 여기(new excitation) 이전에, 종축 자화는 그의 원래 위치로 완전히 복귀되지 않았다. 심박동수로 트리거된 데이터 기록(heart rate-triggered data recording)이 심박동수에 의해 결정되는, 효과적인 반복 시간이 고려되어야 한다.

[0005]

심장 조직에서 T1 정량화를 위한 알려진 방법들은 여러 심장 주기에 걸친 호흡 정지 단계(breath hold phase)에서 자기 공명 데이터를 검출한다. 여기서, 트리거된 여러 반전 펄스들이 이미징된 구역으로 방사되고, 그 다음, 종축 자화의 취득 단계 및 복구 단계로 이어진다.

[0006]

자기 공명 의과 학회지 52:141-146 (2004)에 공개된, 다니엘 알. 메쓰로그리(Daniel R. Messroghli) 외의 공보, "Modified Look-Locker Inversion Recovery (MOLLI) for High-Resolution T1 Mapping of the Heart"는 상이한 반전 시간들에 자기 공명 데이터를 획득하기 위해 특별한 연동 중첩 취득 스케마(special interlocking nested acquisition scheme)이 적용되는 과정을 설명한다. 취득 스케마는 심박동수에 의해 트리거되므로, 데이터는 항상 동일한 심장 단계(heart phase)로부터, 즉, 동일한 심장의 움직임 상태로부터 획득될 수 있다.

[0007]

MOLLI에서 특별한 데이터 취득 스케마는 심장 움직임으로 인해 발생하는 움직임 아티팩트들을 상당히 피할 수 있지만, 데이터 취득 동안 검사되는 환자가 완전히 호흡을 멈추지 않는 경우, 여전히 움직임 아티팩트들이 발생할 수 있다. 완화 동안 상이한 시간들에 동일한 복셀(이미지 데이터 "픽셀")로부터 적어도 두 개의 측정이 행해져야 하기 때문에, 움직임 아티팩트들은 T1 상수들을 정확히 결정하지 못하게 한다.

[0008]

심장 조직의 T1 매핑을 위한 MOLLI-취득 데이터의 움직임 정정(motion correction)을 위한 방법은 2011년 8월 29일에 자기 공명 의과 학회지에 온라인으로 공개된, 후이 수에(Hui Xue) 외의, 공보 "Motion Correction for Myocardial T1 Mapping Using Image Registration with Synthetic Image Estimation"에 설명된다. 설명된 움직임 정정은 원래 취득된 이미지들과 유사한 콘트라스트를 갖는 합성 이미지들에 대한 추정에 기초한 것이다. 여기서, 완화 및 운동의 결과로 변화하는 이미지 콘트라스트는 조인트 추정 문제(joint estimation problem)로서 공식화된다. 반복 과정 및 T1의 초기 추정(T1 시작 값)을 사용하면, 운동-정정 합성 반전 회복(IR)(movement-corrected synthetic inversion recovery) 이미지들의 시퀀스가 생성된다. T1의 초기 추정으로, 합성 이미지들은 각 반전 시간에 대해 계산된다. 합성 이미지들은 그 다음 특정한 호흡 위치에서 모두 만들어지고 원래 측정된 이미지들과 유사한 콘트라스트를 갖는다. 그들은 따라서 명암-기반 이미지 등록(intensity-based image registration)에 적합하다. 이 방법은 호흡 움직임(respiratory motion)의 정정을 위해 설명된다.

[0009]

특히, 뛰고 있는 심장(beating heart)에서, 공간적으로 분해된 완화 파라미터들의 결정을 위한 이전에 알려진 방법들은 여러 심장박동(heartbeats)에 걸쳐 수행되고 따라서 상대적으로 긴 측정 시간을 필요로 한다.

발명의 내용

[0010]

본 발명의 기술적 과제는 검사 구역에서 공간적으로 분해된 완화 파라미터의 결정을 위한 신속한 방법을 제공하는 것이다.

[0011]

상기 과제는 청구항 1의 특징들을 갖는 방법에 의해 독창적으로 해결된다. 이 방법에 따르면, 준비 펄스(preparation pulse)가 검사 구역으로 방사된다. 종축 자화의 완화 동안, 최소한 두 개의 상이한 반전 시간에, 빠른 자기 공명 시퀀스를 사용하여, 공간적으로 인코딩된 자기 공명 신호들이 취득된다. 그 다음, 각 반전 시간(each inversion time)에 대해 자기 공명 신호들로부터 이미지 데이터 기록이 재구성된다. 재구성된 이미지 데이터 기록들은 서로에게 탄력적으로 등록되고, 등록된 이미지 데이터 기록들로부터 위치상 정확한 완화 파라미터가 결정된다.

[0012]

본 발명은, 검사 구역 내에서의 큰 변형(large deformations)에도 불구하고, 검사 구역 내에 있는 개개의 위치들에서 자기 공명 완화 파라미터의 값들을 결정하기 위해, 움직임 정정이 여전히 충분히 정확하게 실현 가능하다는 놀라운 발견에 근거한 것이다.

[0013]

바람직한 실시예에서, 준비 펄스로서 반전 펄스가 적용된다. 반전 펄스는 평형 자화를 반대 방향으로

틸트한다. 따라서, 완화 동안, 자기 공명 신호들의 후속 겹출을 위해 큰 동적 범위를 사용가능하다.

[0014] 대안적인 바람직한 실시예에서, 포화 펠스가 준비 펠스로서 검사 구역에 방사된다. 이러한 방식에서, 모든 준비 펠스 이후에 완화를 위한 동일한 초기 값이 제시된다. 이는, 사전 준비 이후에 상이한 대기 시간들로 인한 정량화에서의 잘못된 값들 또는 이미지 아티팩트들을 피할 수 있도록 한다.

[0015] 본 발명은 심장 주기에 걸쳐 자기 공명 데이터나 이미지들을 사실상 지속적으로 캡처할 수 있도록 한다. MOLLI에서 수행된 것과 같은 특정한 심장 단계에서 취득의 특별한 포지셔닝은 더 이상 쓸모가 없게 된다. 따라서, 심장 운동은 상이한 시간들에 획득된 이미지 데이터의 후속 등록에 의해 정정되므로, 취득된 자기 공명 데이터는 차후-처리(post-processing)의 대상이 된다.

[0016] 또한, 소위 싱글-샷 이미징 기술(single-shot imaging techniques)에서, 반복적 재구성, 병렬 이미징, 방사방향 스캐닝 등과 같은 가속화된 이미징 기술의 사용이 바람직하다. 이러한 기술은 이미징 동안 가변적인 심박동 수로 인한 움직임 아티팩트들(motion artifacts)을 보상하는 것을 가능하게 만든다.

[0017] 심장 이미징에서 진단을 위해 특히 가치있는 것은 소위 T1 매핑이다. 종축 완화 시간 T1은 LGE(late gadolinium enhancement) 기술에서 심장 조직 손상의 척도를 나타낸다.

[0018] 빠른 측정의 경우에, 분할되지 않은, 즉, 단지 한 번의 심장박동에서의 시간 보다는, 여러 심장 박동에 걸쳐 구성된, 자기 데이터를 취득하는 것이 가능하다. 본 발명의 다른 바람직한 실시예에서, 심장 주기 자기 공명 완화 파라미터 맵들이 연속적으로 생성된 다음, "실시간 T1 매핑"으로서 표시된다. 장기의(prolonged) T1 상수들이 검사 구역에서 사용가능한 경우, 소수의 심장 주기면 충분하다.

[0019] 심장 주기 내에서 데이터 취득 윈도우의 시작점이 단지 약간의 심장 움직임의 단계에 배치될 수 있는 것이 또한 이점이다. 따라서, 특히, 짧은 반전 시간들의 중요한 자기 공명 데이터는 결국 확장기(diastole)에서 끝날 것이고, 따라서 가능한 한 작은 심장 움직임에 의해 영향을 받는다. 또한, 결함 있는 운동 정정으로 인해 불완전한 것으로 간주되는 자기 공명 데이터는 추가 처리에서 무시될 수 있다. 이에 대한 기준은 심장 단계 정보 및 움직임 정정 과정 둘 다에 기인하는 것일 수 있다.

[0020] 추가 실시예로부터 고급 진단이 이루어는데, 여기서, 각각의 심장 단계에 대해 서로에 대해 개별적으로 이미지 데이터 기록들이 등록되고, 각각의 심장 단계에 대해 자기 공명 완화 파라미터들의 위치상 정확한 값들이 결정된다. 따라서, T1 카드는 각 심장 단계에 대해 제공된다. 이러한 "비팅 T1-맵"은 참조-T1 카드의 콘트라스트를 갖는 시네 디스플레이(cine display)의 형태로 T1 카드의 시간상 변화를 보여준다. 이러한 시네 디스플레이에는, 예를 들어, 부분 용적 영향(partial volume effects)에 의해 야기된 심장 주기에 걸쳐 벽 두께 및 운동이 변한다는 사실로 인해 다르게 오염될 수 있는, 심장 벽의 경계에서 픽셀들의 T1 값들의 해석에 이를 때, 정보 내용에 대해 고정 T1 카드보다 우수할 수 있다.

[0021] 특히 바람직한 실시예에서, 뛰고 있는 심장(beating heart)의 분석에 의해 연이은 중첩된 T1 맵들을 생산하기 위해, "등록 심장 단계(Registration cardiac phase)"로부터의 공간적으로 분해된 완화 상수 및 등록 단계로부터 심장 움직임에 관한 정보가 사용된다 - 말하자면, 그것은 개개의 측정된 움직임 상태들로부터 "레지스트리 심장 단계"로 어떻게 이동하는지를 산출하는데 있어서 반전이다. "레지스트리 심장 단계" 하에 있다는 것은, 움직임 보정에 의해 다른 모든 심장 단계들에게 도입된 심장의 움직임의 상태를 의미한다.

[0022] 다양한 심장 단계들의 데이터의 등록의 또 다른 결과는 거의 모든 심장 단계의 개개의 합성 TI 이미지들의 제공, 예컨대, 수축기 및 확장기의 TI 이미지들의 비교이다. 근거는, 특정한 반전 시간에, TI 이미지들은 LGE(late gadolinium enhancement) 방법에 의해 혈액의 제로 통과(zero passing)와 같은, 병적 측면들(pathologies)의 평가에 바람직할 수 있고, 상기 방법은, 그것을 직접 측정할 필요 없이, 전체 심장 주기에 걸쳐 준 종합적으로(quasi synthetically) 이 콘트라스트를 생성할 수 있는 가능성을 제공한다는 것이다.

[0023] TrueFISP 시퀀스에 의해 획득 및 정량화된 값들은 일반적으로 프리 완화의 실제 값들과는 다르다. TrueFISP 시퀀스는 T1과 T2에 따라 혼합된 콘트라스트들을 갖는다. 결정되면, 혼합된 콘트라스트는, 예를 들어, 아티클 "Inversion Recovery TrueFISP: Quantification of T1, T2, and spin density"에서 피터 슈미트 외에 의해 설명된 절차를 사용하여 정정될 수 있다. 아티클은 자기 공명 의과 학회지 51:661-667(2004)에 공개되었다. 이 아티클에는, 혼합 콘트라스트로부터 순수 T1 콘트라스트 및 순수 T2 콘트라스트 둘 다를 결정하는 것이 가능하다는 것이 표시된다. 이것은 또한 T2 맵들, 즉, 공간적으로 분해된 T2 값들을 결정하고 그들의 표현을 제공하는 것을 가능하게 만든다. 또한, 순수 양성자 밀도 맵들이 자기 공명 데이터로부터 만들어질 수 있다.

[0024] 본 발명의 애플리케이션에서 또 다른 장점은, 공간적으로 분해된 T1 값들로부터, 건강한 조직이 약한 신호를 생성하는, 반전 시간을 다시 계산할 수 있다는 것이다. 최적의 반전 시간으로도 불리는 이러한 반전 시간은 LGE 기술(late-gadolinium enhancement technique)의 맥락에서 중요하다. 반전 시간은 완화에 있어서 종축 자화의 제로 통과로부터 얻어진다. 이는, 달리 사용되는, 보통 분할된 반전 복구 시네 시퀀스(segmented inversion recovery cine sequence)로서 설계되는, TI 스카우트 측정을 생략할 수 있도록 한다.

도면의 간단한 설명

[0025] 본 발명의 추가 장점들 및 실시예들은 세 도면에 의해 설명된 본 발명의 다음의 실시예들로부터 명백해질 것이다.

도 1은 본 발명을 구현하기 위한 진단 자기 공명 장치의 주요 기능적 유닛들에 대한 개요를 도시한다.

도 2는 시퀀스 다이어그램에 대한 실시예를 도시한다.

도 3은 탄력적 등록을 설명하는 개요를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0026] 도 1은, 자기 공명 완화 파라미터 맵들(magnetic resonance relaxation parameter maps)이 생성될 수 있는, 진단 자기 공명 장치를 개략적으로 도시한다. 자기 공명 완화 파라미터 맵들은 검사 구역에서 자기 완화 상수들(magnetic relaxation constants)의 값들의 지역적 분배(regional distribution)를, 공간적으로 정확하게, 도시한다. 심장의 소위 LGE 검사(late-gadolinium enhancement examinations)에서, 종축 완화 상수(longitudinal relaxation constant) T1의 지역적 분배에 특별한 관심이 있다.

[0027] 자기 공명 장치는 편극화 필드(B_0)의 생성을 위한 자석(10)을 포함하는데, 여기서, 검사될 사람(12)은 테이블(11)에 장착되고, 자석(10)의 센터로 이동되어, 공간적으로 인코딩된 자기 공명 신호들이 검사 구역으로부터 수신될 수 있다. 고주파 펄스 시퀀스의 조사 및 자기장 경사의 전환은 편극화 필드 B_0 에 의해 생성된 자화를 틸트하도록 할 수 있다. 틸트된 자화는 수신 코일들(도시되지 않음)에서 자기 공명 신호들을 유도한다. 상이한 취득 시퀀스들에 의해 자기 공명 신호들을 만드는 일반적인 동작은 원칙적으로 당업자에게 알려져 있으므로, 개개의 디바이스 컴포넌트들에 대한 상세한 설명은 제공되지 않는다.

[0028] 자기 공명 장치는, 자기 공명 장치를 제어하는데 사용되고, 고주파 제어 유닛(14), 자기장 경사 제어 유닛(15) 및 시퀀스 제어 유닛(16)을 포함하는 중앙 제어 유닛(13)을 더 포함한다. 시퀀스 제어 유닛은, 원하는 신호 콘트라스트 및 설정된 취득 시퀀스에 따른 자기장 경사들의 전환 및 조사된 고주파 펄스들의 시퀀스를 제어한다. 이미지 프로세서(17)는, 검출된 자기 공명 신호들로부터, 주지된 바와 같이, 자기 공명 이미징 또는 검사된 대상의 공간적으로 분해된 다양한 특성들, 이를테면, T1 완화 상수의 지역적 분배를 계산한다. 해부학적 정보 및 특성은 자기 공명 장치의 디스플레이 유닛(18)에, 공간적으로 정확하게, 표시될 수 있다. 자기 공명 장치는 제어 유닛(19)을 사용하는 조작자에 의해 제어될 수 있다.

[0029] T1 완화 상수는 대응하는 고주파 여기에 의한 편향 이후에 종축 자화의 완화를 특징짓는다. 종축 자화가 평형 자화에 반대 위치로 플립되도록 고주파 여기가 발생하는 경우, 그것은 반전 펄스 또는 180° 펄스라고 불린다. 반전 펄스는 후속 이미징 시퀀스에 대한 자화를 준비한다.

[0030] 도 2는, T1 완화 상수의 값들의 정량화를 위해 적용되는, 본 발명에 따른 펄스 다이어그램의 일 실시예를 도시한다. 도 2는 상부 다이어그램(upper diagram; 20) 및 하부 패널(lower panel; 22)로 나누어져 있다. 하부 그래프는, QRS 파(QRS complex; 24)에 의해 특징지어진, 심장 활동의 시간 경과(time course)를 도시한다. 개개의 QRS 파들(24) 사이의 거리는 하나의 심장 기간 또는 하나의 심장 주기 tCard를 특징짓는다. 상부 그래프(22)는, 예로서 및 시간의 함수로서, 여기(excitation) 이후의 종축 자화의 완화 동안 공간적으로 인코딩된 자기 공명 신호들의 취득의 타이밍을 도시한다. 공간적으로 분해된 자기 공명 완화 파라미터 T1의 신속한 결정을 위한 방법은, 이 경우에, 이미징될 심장에서 레이어(layer)인, 검사 구역으로의 180° 고주파 펄스 또는 반전 펄스(26)의 조사로 시작한다. 이 시점은 검사 구역에서 종축 평형 자화 Mz0의 반대 방향 -Mz0으로의 반전에 의해 상부 그래프(20)에 보여진다. 종축 완화 상수 T1에 의한 반전 후에, 종축 자화는 평형 위치로 복귀한다. 완화 과정은 반전 복구(inversion recovery)로도 지칭되고 지수 함수(exponential function)에 따라 진행하며; 완화의 경과는 참조 번호 28에 의해 상부 다이어그램에서 특징지어진다. 반전 시간 TI1에, 먼저 공간적으로 인코딩된 자기 공명 신호들이 빠른 이미징 시퀀스로 취득되고, 그 다음, 여기된 레이어의 제1 이미지 데이터 기록

이 재구성된다. 그것은 특히, 빠른 이미징 시퀀스로서 적합한, 성글-샷 TrueFISP 시퀀스와 같은, 경사 에코 시퀀스이다. 8ms의 막 두께로, 약 2x2mm의 해상도를 취득할 수 있다. 에코 시간 TE는 그 다음 예를 들어 1ms이고, 반복 시간은 예를 들어 2.3ms이다. 신속한 이미징 시퀀스는 그 다음 TI10까지 반전 시간들 TI2, TI3 등에서 반복된다. 각 반전 시간 TI1 내지 TI10에, 데이터 이미지 기록들은 그 다음 대응하는 자기 공명 데이터로부터 재구성된다. 따라서, 상이한 종축 자화로 인해 상이한 콘트라스트를 갖는 상이한 심장 단계들에서 10개의 자기 공명 이미지들을 발생한다. 또한, 자기 공명 신호들이 강한 심장 움직임의 구역에서 반전 시간 TI5 및 TI6에 취득되는 것이 도 2에 도시될 수 있다. 그렇다고 하더라도 T1 완화 상수의 정량화를 위한 충분한 양의 자기 데이터 또는 이미지 데이터가 여전히 존재하기 때문에, 이러한 자기 공명 신호들은 폐기될 수 있다.

[0031] 반전 펄스는 ECG 신호에 의해 트리거되기 시작될 수 있다. 지역 시간 TD는 사용자에 의해 사전-설정될 수 있다. 따라서, 사용자는, 심장 주기 내에, 취득 윈도우, 특히 취득 윈도우의 시작점을 결정한다. 바람직하게, 취득 윈도우는, 관련 데이터의 취득이 단지 약간의 심장 운동의 단계들에 발생하도록 포지셔닝된다.

[0032] 위에서 설명한 바와 같은 반전 펄스(26) 대신, 포화 펄스가 검사 구역에 또한 방사될 수 있다. 그 다음, 완화는 -MZO부터가 아니라 오히려 제로(zero)부터 지수 함수 경과에서 시작한다.

[0033] 도 3은 개개의 반전 시간 TI1 내지 TI10에 재구성된 이미지 데이터 기록들(30-39)의 추가 처리를 도시하도록 의도된다. 개개의 이미지 데이터 기록들(30-39) 사이의 상이한 콘트라스트에 더해, 픽셀별 분석(pixel-by-pixel analysis)에 앞서, 개개의 이미지 데이터 기록들(30-39)의 탄력적 등록에 의해 운동 정정(50)을 요구하는, 심장 운동으로 인한 변형 또한 존재한다. 움직임 정정을 위한 적절한 방법은 후이 수에 외에 의한 이미 언급된 공보에 설명된다. 이 과정은, 합성 이미지의 도움으로, T1의 초기 추정 값에서 시작하여, 에너지 함수가 반복 과정을 사용하여 각 픽셀에 대해 최소화되는 움직임-정정된 이미지(40-49)를 생산한다. 운동 정정(50)은 참조로서 소정의 심장 단계에 적용될 수 있다. 예를 들어, 여기에 모든 이미지 데이터 기록들(30-39)은 반전 시간 TI1에 사용가능한 심장 단계를 위해 등록되었다. 따라서, 움직임-정정된 이미지 데이터(40-49)는 종축 완화 상수 T1의 정량화를 위해 사용가능하다. 모든 움직임-정정된 이미지 데이터 기록들(40-49)의 에러가 최소가 되도록 그의 파라미터들 - 진폭 및 완화 상수 T1 - 이 결정되는, 지수 함수 곡선을 가정하면, 정량화 자체는 피트 방법(fit method)(51)에 의해 수행된다. 종축 완화 상수 T1의 정량화는 적어도 두 개의 상이한 이미지 데이터 기록들, 예컨대, 움직임-정정된 이미지 데이터(40-49)를 요구한다. 그러나, 에러들을 최소화하기 위해, 두 개보다 많은 상이한 운동-정정된 이미지 데이터 기록들로부터 정량화를 수행하는 것이 적절하다.

[0034] 움직임 정정을 다른 참조 심장 단계들, 예컨대, 반전 시간 TI2, TI3 등에서의 심장 단계들에 적용하는 경우, 이러한 반전 시간들 TI1, TI2, TI3을 위해, 심장의 운동이 T1 값들의 변화에 기초한 움직임 연구(motion study)의 형태로 표현될 수 있는, 소위 시네 이미지들을 생성할 수 있다.

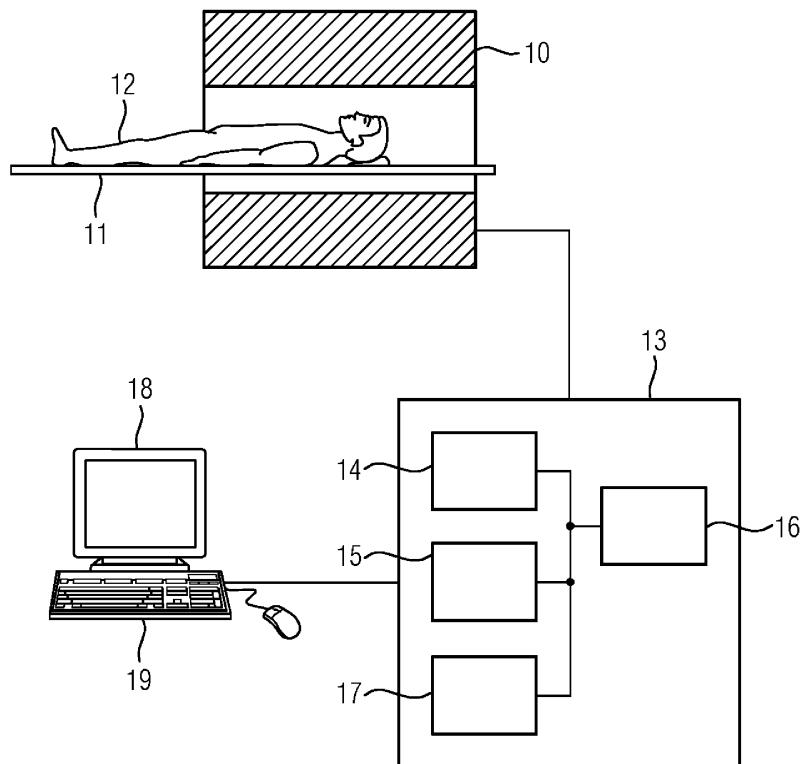
[0035] 모든 관련 자기 공명 신호들이 하나 또는 기껏해야 단지 소수의 심장 주기에 취득되기 때문에, 실시간으로 실시간 T1 매핑 또는 T1 맵들을 작성하고 그들을 표시할 가능성도 있다.

[0036] TrueFISP 시퀀스를 사용하여 상기 방법으로 결정된 완화 파라미터들의 정확도는, 완화에서 적용된 플립 각도, 에코 시간 TE 및 반복 시간 TR의 영향이 고려되어 더 개선될 수 있다. 자기 공명 의과 학회지 51:661-667(2004)에 공개된, 피터 슈미트 외의 아티클 "Inversion recovery TrueFISP: Quantification of T1, T2, and spin density"에 적절한 정정 절차가 설명되어 있다.

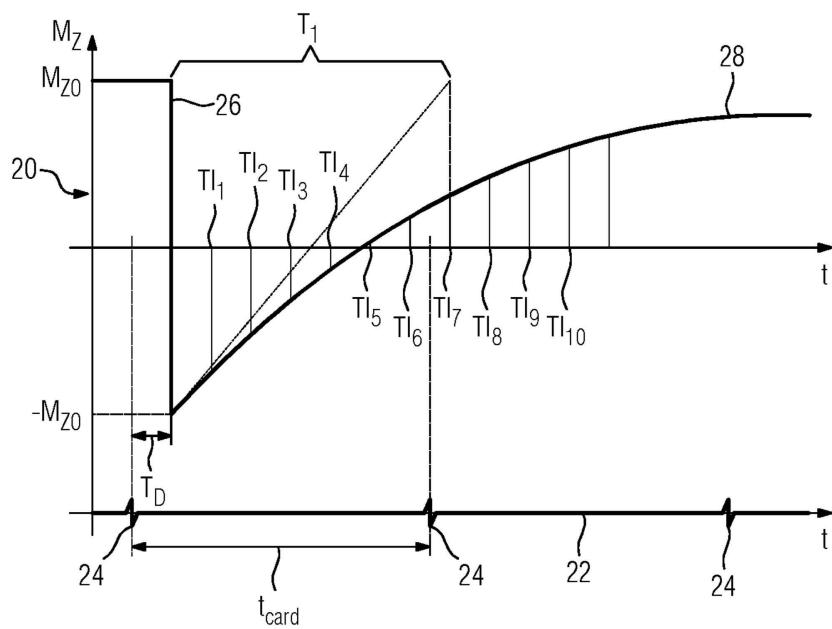
[0037] 본 발명의 전술된 실시예는, 단지 짧은 호흡 정지 시간을 요구하는, 고속 데이터 취득을 가능하게 만든다. 이 방법은, 필요하면, 데이터 취득이 프리 호흡 동안 수행될 수 있도록 강력한 것이다. 데이터 취득 윈도우는 단지 하나의 심장 주기에 걸쳐 실질적으로 확장하기 때문에, 데이터 취득은 또한 심장 부정맥에 둔감하다.

도면

도면1



도면2



도면3

