



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0118952
(43) 공개일자 2015년10월23일

- | | |
|--|--|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 A61B 5/055 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
 G01R 33/50 (2006.01) G01R 33/56 (2006.01)
 G01R 33/567 (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류
 A61B 5/055 (2013.01)
 A61B 5/0044 (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2015-7022075</p> <p>(22) 출원일자(국제) 2014년01월13일
 심사청구일자 없음</p> <p>(85) 번역문제출일자 2015년08월13일</p> <p>(86) 국제출원번호 PCT/US2014/011287</p> <p>(87) 국제공개번호 WO 2014/113322
 국제공개일자 2014년07월24일</p> <p>(30) 우선권주장
 13/742,620 2013년01월16일 미국(US)</p> | <p>(71) 출원인
 베스 이스라엘 테코니스 메디칼 센터
 미합중국, 메사추세츠 02215, 보스턴, 부르클린
 에비뉴 330</p> <p>(72) 발명자
 바인게어트너, 세바스티안
 독일 데-69121 하이델베르크 스토이벤슈트라쎈
 4-6
 아카카야, 메흐멧
 미국 02138 매사추세츠 캄브릿지 피보이 테라스
 24 아파트먼트 1101
 <i>(뒷면에 계속)</i></p> <p>(74) 대리인
 특허법인 남앤드남</p> |
|--|--|

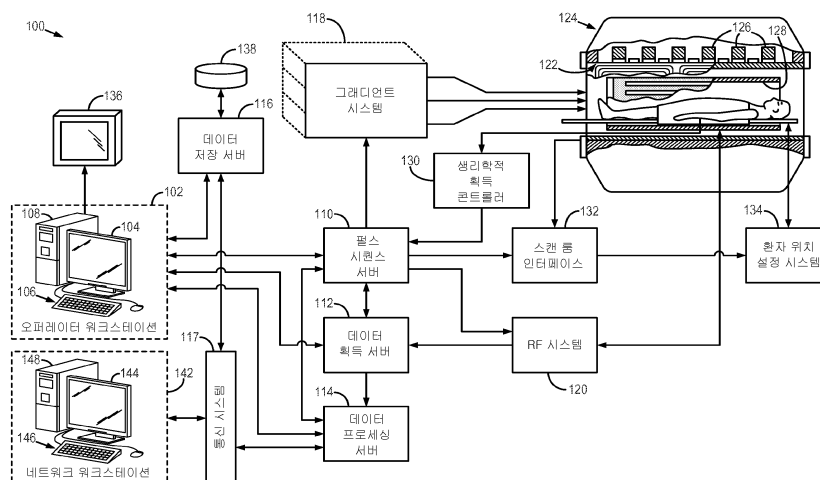
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **이상 심장 상태를 갖는 대상의 개선된 심장 이미지화를 위한 시스템 및 방법**

(57) 요약

대상의 심장 사이클에서 불일치(inconsistency)들을 갖는 대상의 이미지들을 획득하기 위해서 자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 제어하는 시스템 및 방법에 관한 것이다. 이 프로세스는, 대상의 심장 사이클에서 미리 정해진 지점의 식별을 수신하는 단계; 심장 사이클에서 미리 정해진 지점의 발생을 식별하고, 그 후에, 미리 정해진 지점 이전에 관심 영역(ROI) 내에서 자화를 벗어나도록(dephase) 구성된 포화 모듈을 실행하는 단계를 포함한다. 이 프로세스는 또한 ROI 내에서 스핀들을 반전시키도록 구성된 반전 모듈을 실행하는 단계; 대상으로부터 의학 적 이미징 데이터를 획득하는 단계를 포함한다. 딜레이가 포화 모듈의 실행(performance)과 반전 모듈의 실행 사이에 삽입되며, 딜레이의 지속기간은, 포화 모듈에 의해, 관심영역(ROI)의 조직의 자화 히스토리를 제어함으로써 대상의 심장 사이클의 불일치들에 대한 의료적 이미징 데이터에서의 증거들을 제어하도록 구성된다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/7289 (2013.01)

G01R 33/50 (2013.01)

G01R 33/5602 (2013.01)

G01R 33/5676 (2013.01)

(72) 발명자

매닝, 워렌, 제이.

미국 매사추세츠 브루클린 에이비뉴 330

네자팻, 레자

미국 02468 매사추세츠 뉴턴 비콘 스트리트 1558

명세서

청구범위

청구항 1

대상의 심장 사이클(cardiac cycle)에서 불일치(inconsistency)들을 갖는 대상의 이미지들을 획득하기 위해서 펄스 시퀀스를 사용하여 자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 제어하는 방법으로서,

대상의 심장 사이클에서 미리 정해진 지점의 식별을 수신하는 단계;

심장 사이클에서 미리 정해진 지점의 발생을 식별하자마자, 미리 정해진 지점 이전에 관심 영역(ROI) 내에서 자화를 벗어나도록(dephase) 구성된 포화 모듈(saturation module)을 실행하는 단계;

ROI 내에서 스핀(spin)들을 반전시키도록 구성된 반전 모듈(inversion module)을 실행하는 단계;

대상으로부터 의학적 이미징 데이터를 획득하는 단계; 및

포화 모듈의 실행(performance)과 반전 모듈의 실행 사이에 딜레이(delay)를 삽입하는 단계를 포함하며, 딜레이의 지속기간은, 포화 모듈에 의해, 관심영역(ROI)의 조직의 자화 히스토리(magnetization history)를 제어함으로써 대상의 심장 사이클의 불일치들에 대한 의료적 이미징 데이터에서의 증거들을 제어하도록 구성되는,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 제어하는 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

대상의 심장 사이클에서의 미리 정해진 지점을 식별하도록 내비게이터 이미징 획득을 실행하는 단계를 더 포함하는,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 제어하는 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 반전 모듈은, 비선택적 반전 펄스(non-selective inversion pulse)를 포함하며, 딜레이는 의료적 이미징 데이터를 획득할 때까지 반전 모듈의 완료로부터의 반전 시간(T_{inv}) 미만인, 의료적 이미징 데이터를 획득할 때까지 포화 모듈의 완료로부터의 포화 시간(T_{sat})과 동일한,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 제어하는 방법.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

포화 모듈, 반전 모듈 및 딜레이는 일관된 T_{sat} 및 T_{inv} 에 의해 심장 사이클에서의 미리 정해진 지점의 각각의 발생에서 반복되는,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 제어하는 방법.

청구항 5

제 3 항에 있어서,

상기 펄스 시퀀스는 LGE(late gadolinium enhancement) 펄스 시퀀스를 포함하며, 반전 모듈 이후의 시간(t)에서 의료적 이미징 데이터를 획득할 때 획득되는 신호는,

$$S_{LGE}(t) = M_0(1 - (1 + M_h)e^{-t/T_1})$$

에 의해 설명되며,

여기서, Mo는 스핀 밀도이며, T1은 관찰된 조직의 선형 완화 시간(longitudinal relaxation time)이며, Mh는 반전 모듈을 실행하기 직전의 조직의 자화이며 ROI에서 조직의 자화 히스토리에 대한 정보를 포함하고, 그리고 선형 심장 사이클에서의 자화의 완전 회복은 Mh=1에 해당하는,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 제어하는 방법.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

ROI에서의 조직의 T1은 Tinv 이후에 T'=T1 · log(2)에서 무효화된다(null)는 가정에 기초하여 상기 딜레이가 선택되는,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 제어하는 방법.

청구항 7

제 5 항에 있어서,

시간(t)에서의 신호는,

$$S_{SAPPHIRE}(t) = M_0(1 - (2 - e^{-(T_{sat} - T_{inv})/T_1})e^{-t/T_1})$$

에 의해 설명되며,

여기서, 딜레이는 T1 = T' / log(2)에 대해 SSAPPHIRE(Tinv) = 0이 되도록 선택되는,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 제어하는 방법.

청구항 8

제 5 항에 있어서,

상기 Tinv는,

$$T_{inv}(T') = T_{sat} + T' \left(1 - \frac{\log(e^{\log(2)T_{sat}/T'} + 1)}{\log(2)} \right)$$

에 의해 설명되는,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 제어하는 방법.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 ROI는 대상의 심장을 포함하고, 포화 모듈, 반전 모듈, 및 딜레이는 ROI에서의 건강한 심근 조직을 무효화하도록 선택되는,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 제어하는 방법.

청구항 10

제 3 항에 있어서,

상기 펄스 시퀀스는 T1 맵핑 펄스 시퀀스를 포함하고, 포화 모듈 및 딜레이는 심장 사이클들 사이에서 회복 주기들에 대한 필요를 제어하도록 구성되는,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 제어하는 방법.

청구항 11

자기 공명 이미징(MRI) 시스템으로서,

MRI 시스템에 배열된 대상의 적어도 일부에 대한 분극성 자기장(polarizing magnetic field)을 발생시키도록 구성된 자석 시스템;

분극성 자기장에 대한 하나 이상의 자기 경사장(magnetic gradient field)을 설립하도록 구성되는 복수 개의 그라디언트 코일들;

RF(radio frequency) 펄스들을 발생시키고 MRI 시스템에 배열된 대상으로부터 의료적 이미징 데이터를 획득하도록 구성된 무선 주파수(RF) 시스템;

자석 시스템, 복수 개의 그라디언트 코일들 및 RF 시스템의 작동을 제어하도록 구성된 컴퓨터 시스템을 제어하도록 구성된 컴퓨터 시스템을 포함하고,

상기 RF 시스템은,

대상물의 심장 사이클에서 미리 정해진 포인트를 식별하고;

심장 사이클에서 미리 정해진 포인트의 식별에 기초하여, 관심 영역(ROI) 내에서 자화를 벗어나도록 구성된 포화 모듈을 실행하도록 RF 시스템을 제어하며;

반전 모듈의 후속 실행들 사이에 딜레이를 실행하고;

딜레이의 실행 이후에, ROI 내에서의 스핀들을 반전시키도록 구성된 반전 모듈을 실행하도록 RF 시스템을 제어하며;

ROI로부터 의료적 이미징 데이터를 획득하도록 그라디언트 코일들 및 RF 시스템을 제어하도록 구성되며;

상기 딜레이의 지속기간은 포화 모듈의 파라미터들에 기초하여, 심장 사이클전반에 걸친 관심영역(ROI)의 조직의 자화 히스토리를 제어함으로써 대상의 심장 사이클의 불일치들에 대한 의료적 이미징 데이터에서의 증거들을 제어하도록 선택되는,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

컴퓨터 시스템은 대상의 심장 사이클에서의 미리 정해진 지점을 식별하도록 내비게이터 이미징 획득을 실행하도록 더 구성되는,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 13

제 11 항에 있어서,

상기 반전 모듈은, 비선택적 반전 펄스(non-selective inversion pulse)를 포함하며, 딜레이는 의료적 이미징 데이터를 획득할 때까지 반전 모듈의 완료로부터 반전 시간(T_{inv}) 미만인, 의료적 이미징 데이터를 획득할 때까지 포화 모듈의 완료로부터 연장하는 포화 시간(T_{sat})과 동일한,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

포화 모듈, 반전 모듈 및 딜레이는 일관된 T_{sat} 및 T_{inv} 에 의해 심장 사이클에서의 미리 정해진 지점의 각각의 발생에서 반복되는,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 15

제 13 항에 있어서,

상기 펄스 시퀀스는 LGE(late gadolinium enhancement) 펄스 시퀀스를 포함하며, 반전 모듈 이후의 시간(t)에서 의료적 이미징 데이터를 획득할 때 획득되는 신호는 다음과 같이 설명되며,

$$S_{LGE}(t) = M_0(1 - (1 + M_h)e^{-t/T_1})$$

여기서, M_0 는 스핀 밀도이며, T_1 은 관찰된 조직의 선형 완화 시간(relaxation time)이며, M_h 는 반전 모듈을 실행하기 직전의 조직의 자화이며 ROI에서 조직의 자화 히스토리에 대한 정보를 포함하고, 그리고 선행 심장 사이클에서의 자화의 완전 회복은 $M_h=1$ 에 해당하는,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 컴퓨터 시스템은, ROI에서의 조직의 T_1 가 T_{inv} 이후에 $T'=T_1 \cdot \log(2)$ 에서 무효화된다는 가정에 기초하여 상기 딜레이가 선택되도록 구성되는,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 17

제 15 항에 있어서,

시간(t)에서의 신호는

$$S_{\text{SAPPHIRE}}(t) = M_0(1 - (2 - e^{-(T_{\text{sat}} - T_{\text{inv}})/T_1})e^{-t/T_1})$$

에 의해 설명되며,

여기서, 딜레이는 $T_1 = T' / \log(2)$ 을 위해 $S_{\text{SAPPHIRE}}(T_{\text{inv}}) = 0$ 이 되도록 선택되는,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 18

제 13 항에 있어서,

상기 T_{inv} 는

$$T_{\text{inv}}(T') = T_{\text{sat}} + T' \left(1 - \frac{\log(e^{\log(2)T_{\text{sat}}/T'} + 1)}{\log(2)} \right)$$

에 의해 설명되는,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 19

제 11 항에 있어서,

상기 펄스 시퀀스는 T1 맵핑 펄스 시퀀스를 포함하고, 포화 모듈 및 딜레이는 심장 사이클들 사이에서 회복 주기들에 대한 필요를 제어하도록 구성되는,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 20

제 11 항에 있어서,

상기 ROI는 대상의 심장을 포함하고, 포화 모듈, 반전 모듈, 및 딜레이는 ROI 에서의 건강한 심근 조직을 무효화하도록 선택되는,

자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] **관련 출원에 대한 교차 참조**

[0002] 본 출원은, 2013년 1월 16일자로 출원되어 발명의 명칭이 "이상 심장 상태를 갖는 대상의 개선된 심장 이미지를 위한 시스템 및 방법"인 미국 특허 출원 일련번호 제 13/742,620호를 기초로 하며, 이를 우선권 주장하고 그 전체를 인용에 의해 본원에 포함한다.

[0003] **기술 분야**

[0004] 본 발명의 분야는, 자기 공명 이미징(MRI)을 위한 시스템들 및 방법들에 관한 것이다. 보다 구체적으로는, 본 발명은 부정맥(arrhythmia), 심박수 변이도(heart rate variability)과 다른 부정적인 심장 상태들을 갖는 대상(object)을 이미지화하는 시스템들 및 방법들에 관한 것이다.

배경 기술

[0005] 인체 조직과 같은 물질이 균일한 자기장(분극성 자기장(B_0))을 받게 될 때, 조직 내의 핵 스핀들의 개별 자기 모멘트들은 분극성 자기장에 정렬하고자 하지만, 이 모멘트들의 특성 라머 주파수(characteristic Larmor frequency)로 분극성 자기장을 임의 순서로 전진시킨다. 보통, 핵 스핀들이 수소 원자들을 포함하지만, 다른 NMR 활동성 핵(active nuclei)들이 경우에 따라 사용된다. 순(net) 자기 모멘트(M_z)는 분극성 자기장의 방향으로 생성되지만, 수직 또는 가로지른 평면(x-y 평면)에서 임의로 배향된 자기 성분(component)들은 서로 상쇄된다. 그러나, 물질, 또는 조직이 x-y 평면에 있으며 라머 주파수에 가까운 자기장(여기장(excitation field)(B_1); 또한 무선 주파수(RF) 필드로 지칭됨)을 받게 된다면, 순 정렬 모멘트(net aligned moment)(M_z)는 회전될 수 있거나 x-y 평면 내로 "팁(tipped)"될 수 있어, 라머 주파수에서 x-y 평면으로 회전 또는 스피닝하는 횡방향 순 자기 모멘트(M_x)를 발생시킨다. 이러한 현상의 실제 값은, 여기장(B_1)이 종료된 후에 여기된 스핀들에 의해 발신되는 신호에 의해 야기된다. 핵자기 공명(nuclear magnetic resonance; NMR) 현상이 잘 활용되는 폭넓은 다양한 측정 시퀀스들이 존재한다.

[0006] 이미지를 생성하기 위해서 이러한 신호들을 이용할 때, 자기장 그라디언트(G_x , G_y , 및 G_z)들이 적용된다. 전형적으로, 이미지화될 구역은, 사용되는 특별한 국부적 방법에 따라서 이들 그라디언트들이 변화하는 측정 사이클들의 시퀀스를 겪는다. 발신된 MR 신호들이 리시버 코일을 사용하여 검출된다. 이후, MRI 신호들은 주지된 많은 재구성 기법들 중 하나를 이용하여 이미지를 재구성하도록 디지털화되고 처리된다.

[0007] MRI를 위한 하나의 보편적인 임상학적 적용은, 심장(cardiac)과 심장혈관(cardiovascular) 이미징이다. LGE(Late Gadolinium Enhancement)는 허혈성(ischemic)과 비허혈성(non-ischemic) 환자들에서 반흔 및 섬유증의 평가를 위한 현재의 최적 표준(current gold standard)이다. 허혈성 심근병증(cardiomyopathy)을 갖는 환자들의 평가시의 LGE의 역할은 광범위하게 연구되고 있다. LGE 이미징은, 또한 심방 세동(atrial fibrillation (AF))을 갖는 환자들(노인들에게 흔한 가장 보편적인 심장 부정맥(cardiac arrhythmia)), 고혈압 환자들, 그리고 관상동맥 질환(coronary artery disease(CAD))을 갖는 환자들의 좌심방(left atrium)과 허파 정맥(pulmonary vein)들에서의 반흔(scar)의 이미지화를 위해 사용되고 있다. 2차원(2D) 이미징 연구들이 통상적으로 LGE 이미징을 위해서 임상학적으로 사용된다. 3차원(3D) 이미징은 반흔의 평가를 위한 대안의 접근법으로서 도입되고 있으며, 이러한 접근법은 2D 이미징보다 더 양호한 볼류메트릭 커버리지 및 더 높은 신호 대 잡음비(SNR)를 제공한다. 그러나, 3D 획득들은, 완료를 위해 더 긴 시간을 요하며, 이에 따라 환자에게 더 부담을 준다. 2D 이미지들이 10 내지 15초의 짧은 호흡 정지(breathhold) 내에서 획득될 수 있지만, 3D 이미지들은 종종 5 내지 10 분의 지속기간이며, 이에 따라 자유-호흡(free-breathing)을 필요로 한다.

[0008] 실제로, LGE 이미지들은 T1 가중식 반전 회복 펄스 시퀀스를 사용하는 가돌리늄 조영제(gadolinium contrast agent)의 투여 후에 획득된다. 반전 시간은, 건강한 심근 신호가 무효화되도록(nulled) 룩-로커(Look-Locker) 이미징 시퀀스를 사용하여 LGE 시퀀스를 실행하기 이전에 선택된다. 경색성 조직(infarcted tissue)에서의 비정상적인 워시아웃 동특성(washout kinetics)은, 어두운 심근 배경에 대해서 밝은 구역들로서 반흔의 표시(depiction)를 가능케 한다. 전체 스캔 내내 반전 시간이 일정하다고 가정하면, LGE 이미징에서의 2 개의 반전 펄스들 사이 시간은, 바람직하게는 이전의 심박의 지속기간과 동일하도록 선택되어, 심장이 각각의 연속적인 획득 중 심장 반응시기(cardiac phase)의 공통 부분에 있다. 획득 시간을 정하는 것에 대한 실패는, 바람직하게는 결과적인 이미지들에서 실질적인 허상(artifact)들을 유발할 것이며, 이미지들의 임상학적 활용도를 저급화시킬 것이다. 불행히도, 이러한 타이밍이 심각한 모션 허상들을 회피할 필요가 있지만, 이러한 시간(전형적으로 750 내지 1000 ms)은 심장 조직의 그리고 주위 조직들의 대부분의 선형 자화(longitudinal magnetization)의 완전한 회복을 허용하기에는 너무 짧다. 이에 따라, LGE 신호는, 이전의 R-R 인터벌의 길이에 의해 직접 영향을 받는다.

[0009] 이러한 프로세스는, 심박수가 일관성이 없거나 가변적이고/가변적이거나 부정맥이 존재한다면, 더 복잡해진다. 이러한 변이도는, k-공간 라인들의 시간-변화 가중을 유발할 것이며, 이는 고스팅(ghosting) 허상들을

유발한다. 이에 따라, 주요 인자들 중에서, 부정맥 및 심박수 변이도가, 특히, 비교적 긴 스캔 타임들을 필요로 하는 3D LGE 이미징 연구 실행시 이미지 품질을 저하시킬 수 있는 것이다.

[0010] LGE가 크고 국부적인 반흔 영역들의 검출을 위해 루틴하게 활용되는 동안, 만성 섬유증 검출시의 그의 용도가 심지어 동성 리듬에서조차 제한된다. 심근 T1 맵핑은 반흔 및 섬유증의 검출시 보충 시퀀스로서 최근에 나타났다. 그의 양적 특성으로 인해, T1 맵핑은 환자간 그리고 환자내(inter- and intra-patient) 재현성을 허용하며, 심근에서의 만성 섬유증의 진단(diagnosis)을 용이하게 할 수 있다. 그러나, 심장 및 호흡 기관 모션으로 인해, 심근 T1 맵핑은 도전적인 과제로 남아있다.

[0011] 최근, 수정된 MOLLI(modified Look-Locker inversion recovery) 시퀀스는, Messroghli DR, Radjenovic A, Kozierke S, Higgins DM, Sivananthan MU, Ridgway JP에 의해, *심장의 고해상도 T1 맵핑을 위한 MOLLI(modified Look-Locker inversion recovery)*, Magnetic Resonance in Medicine 2004;52(1):141-146에서 제안되었으며, 심장 T1 맵핑을 위해, 임상(clinical)과 전임상(pre-clinical) 시험들에서 사용되고 있다. 각각의 준비 펄스 이후에 3 내지 5 데이터 판독들을 실행함으로써, MOLLI는 Look DC, Locker DR에 의해 *NMR 및 EPR 완화 시간들의 측정시 시간 절약(Time saving in measurement of NMR and EPR relaxation times, Review of Scientific Instruments 1970;41(2):250-251*에서 원래 제안되었던 회전 격자(spin-lattice) 완화 곡선의 유효 샘플링을 포함한다. 충분한 수의 곡선의 샘플링 포인트들을 제공하기 위해서, 각각 하나의 반전 펄스를 후속하는 이미지들의 3 개의 그룹들이 요구된다. 3 개의 그룹들은 3, 3, 및 5 ECG 트리거식 이미지들을 각각 포함하며, 이는 연속적인 심박들에서 획득된다. 각각의 다중 심장 사이클들의 2 개의 나머지 주기들은, 선형 자화의 충분한 회복을 허용하도록 이러한 3 개의 그룹들을 분리한다. 이러한 나머지 사이클들은 이미징 효율을 감소시키며, 비교적 긴 호흡 정지(breath hold)들, 예컨대 17 심박들을 필요로 한다. 게다가, T1 완화 곡선 상에서의 샘플 포인트들의 고정된 세트가 ECG 트리거링에 의해 미리 정해지며, 이는 T1 계산에 충격을 주어, 짧은 T1 시간들 동안 빈약한 피트(fit) 컨디션들을 유발한다. 게다가, 이미징에 의해 유도되는 완화 곡선의 신호 교란이 심박수에 기초하여 변화한다. 긴 T1 시간들 동안, 계산된 T1 값들의 현저한 심박수 의존성을 유발한다.

[0012] 이에 따라, 부정맥 또는 심박수 변이도의 존재시 반흔 및 만성 섬유증의 평가를 가능케 하도록 개선된 자화 준비 기술을 위한 시스템 및 방법을 갖는 것이 바람직할 것이다.

발명의 내용

[0013] 본 발명은 각각의 심박의 시작시에 추가되며, 가변 딜레이 이후에 반전 펄스가 후속되는, 포화 펄스를 활용하는 이미징을 위한 시스템 및 방법을 제공함으로써 전술된 문제점들을 극복한다. 포화 펄스는 이전의 심박과 자화를 탈위상화하며(dephase), 반전 펄스는 T1-가중화 이미지에서 개선된 대비(contrast)를 생성한다. 포화 준비의 활용은, 자화 히스토리를 "삭제(erasing)"함으로써, LGE 이미징에서의 심박수 가변성 또는 부정맥 및 가능하게는 다른 T1 가중화 심장 이미징 프로토콜에 대한 감도를 제거한다. 게다가, T1 맵핑시, 포화 준비는, 회복 주기들에 대한 필요를 제거하며, 반전 당 하나의 데이터 판독의 획득을 허용하며, 이에 따라 이미징 효율을 개선한다. 게다가, T1 맵핑에서 더 높은 유연성을 제공하는 완화 곡선에 대한 샘플링 포인트들의 분산을 선택할 자유를 가능케 한다.

[0014] 본 발명의 일 양태에 따르면, 대상의 심장 사이클에서 불일치(inconsistenci)들을 갖는 대상의 이미지들을 획득하기 위해서 펄스 시퀀스를 사용하여 자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 제어하는 방법이 개시된다. 본 방법은, 대상의 심장 사이클에서 미리 정해진 지점의 식별을 수신하는 단계, 심장 사이클에서 미리 정해진 지점의 발생을 식별하자마자, 미리 정해진 지점 이전에 관심 영역(ROI) 내에서 자화를 벗어나도록(dephase) 구성된 포화 모듈을 실행하는 단계를 포함한다. 본 방법은, 또한 ROI 내에서 스핀들을 반전시키도록 구성된 반전 모듈을 실행하는 단계 및 대상으로부터 의학적 이미징 데이터를 획득하는 단계를 포함한다. 딜레이가 포화 모듈의 실행(performance)과 반전 모듈의 실행 사이에 삽입되며, 딜레이의 지속기간은, 포화 모듈에 의해, 관심영역(ROI)의 조직의 자화 히스토리를 제어함으로써 대상의 심장 사이클의 불일치들에 대한 의학적 이미징 데이터에서의 증거들을 제어하도록 구성된다.

[0015] 본 발명의 다른 양태에 따르면, MRI 시스템에 배열된 대상의 적어도 일부에 대한 분극성 자기장(polarizing magnetic field)을 발생시키도록 구성된 자석 시스템 및 분극성 자기장에 하나 이상의 자기 경사장을 설립하도록 구성되는 복수 개의 그래디언트 코일들을 포함하는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템이 개시된다. MRI 시스템은 또한, RF(radio frequency) 펄스들을 발생시키고 MRI 시스템에 배열된 대상으로부터 의학적 이미징 데이터를

획득하도록 구성된 무선 주파수(RF) 시스템, 및 자석 시스템, 복수 개의 그래디언트 코일들 및 RF 시스템의 작동을 제어하도록 구성된 컴퓨터 시스템을 포함한다. 컴퓨터 시스템은, 대상의 심장 사이클에서 미리 정해진 지점을 식별하고, 심장 사이클에서 미리 정해진 포인트의 식별에 기초하여, 관심 영역(ROI) 내에서 자화를 벗어나도록 구성된 포화 모듈을 실행하도록 RF 시스템을 제어하도록 구성된다. 컴퓨터 시스템은, 또한, 반전 모듈의 후속 실행 사이 딜레이를 실행하고, 딜레이의 실행 이후에, ROI 내에서의 스핀들을 반전시키도록 구성된 반전 모듈을 실행하도록 RF 시스템을 제어하도록 구성된다. 컴퓨터 시스템은, 의료적 이미징 데이터를 획득하도록 그래디언트 코일들 및 RF 시스템을 제어하도록 더 구성된다. 상기 딜레이의 지속기간은 포화 모듈의 파라미터들에 기초하여, 심장 사이클에 걸친 관심영역(ROI)의 조직의 자화 히스토리를 제어함으로써 대상의 심장 사이클의 불일치들에 대한 의료적 이미징 데이터에서의 증거들을 제어하도록 컴퓨터 시스템에 의해 선택된다.

[0016] 본 발명의 전술한 양태 그리고 다른 양태 및 이점들은 하기 설명으로부터 분명해질 것이다. 설명에서, 본 발명의 일부를 형성하며 본 발명의 바람직한 실시예를 예시적인 목적을 위해서 도시된 첨부 도면들이 참조된다. 이러한 실시예는, 본 발명의 전체 범주를 반드시 나타내는 것은 아니지만, 이에 따라 본 발명의 범주를 해석하기 위해서 청구항들 및 본원에서 참조된다.

도면의 간단한 설명

[0017] 도 1은 본 발명에 따라 작동하도록 구성된 예시적 MRI 시스템의 블록도이다.
 도 2는 2 개의 예시적 임상 적용분야들에 적용된 본 발명에 따른 펄스 시퀀스를 위한 개략도 및 관련된 타이밍 다이어그램들이다.
 도 3은 동성 리듬(sinus rhythm)과 심방 세동(atrial fibrillation) 중 선형 자화(longitudinal magnetization)(M_z)를 예시하는 그래프들의 세트이다.
 도 4는 본 신호 완화의 변화 범위에도 불구하고, 본 발명에 따른 펄스 시퀀스가 일관되게 실행되고 전통적인 펄스 시퀀스가 실패했음을 예시하는 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0018] 이제 도 1을 특별히 참조하면, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템(100)의 예가 예시된다. MRI 시스템(100)은, 전형적으로 디스플레이(104), 키보드 및 마우스와 같은 하나 또는 그 초과 입력 디바이스(106)들 및 프로세서(108)를 포함할 오퍼레이터 워크스테이션(102)을 포함한다. 프로세서(108)는, 상업적으로 입수가능한 오퍼레이팅 시스템을 구동하는(running) 상업적으로 입수가능한 프로그램가능 머신을 포함할 수 있다. 오퍼레이터 워크스테이션(102)은 MRI 시스템(100)으로 스캔 프리스크립션(scan prescription)들을 진입할 수 있게 하는 오퍼레이터 인터페이스를 제공한다. 일반적으로, 오퍼레이터 워크스테이션(102)은, 4 개의 서버들, 즉 펄스 시퀀스 서버(110); 데이터 획득 서버(112); 데이터 프로세싱 서버(114); 및 데이터 저장 서버(116)에 커플링될 수 있다. 오퍼레이터 워크스테이션(102)과 각각의 서버(110, 112, 114, 116)는 서로 통신하도록 접속된다. 예컨대, 서버(110, 112, 114, 116)들은 통신 시스템(117)을 통해 접속될 수 있으며, 이는 유선, 무선 또는 이들의 조합이든지 간에, 임의의 적절한 네트워크 커넥션을 포함할 수 있다. 예로써, 통신 시스템(117)은 사유(proprietary) 또는 전용(dedicated) 네트워크들 뿐만 아니라 인터넷과 같은 개방 네트워크들을 포함할 수 있다.

[0019] 펄스 시퀀스 서버(110)는 그래디언트 시스템(118)과 고주파(RF) 시스템(120)을 작동시키도록 오퍼레이터 워크스테이션(102)으로부터 다운로드된 명령들에 대응하여 기능한다. 미리 규정된 스캔을 실행하는데 필요한 그래디언트 파형들이 생성되어 자기장 그래디언트들을 생성하기 위해서 어셈블리(122)에서 그래디언트 코일들을 여기식 그래디언트 시스템(118)에 적용되며, 코드화된 자기 공명 신호들을 위치시키는데 사용된다. 그래디언트 코일 어셈블리(122)는 분극성 자석(126)과 전체 신체 RF 코일(128)을 포함하는 자석 어셈블리(124)의 부품을 형성한다.

[0020] RF 파형들이 RF 시스템(120)에 의해 RF 코일(128), 또는 별개의 로컬 코일(도 1에 도시 생략)로 적용되어, 미리 정해진 자기 공명 펄스 시퀀스를 실행한다. RF 코일(128) 또는 별개의 로컬 코일(도 1에 도시 생략)에 의해 검출되는 반응성 자기 공명 신호들이 RF 시스템(120)에 의해 수신되며, 여기서 이 신호들은 펄스 시퀀스 서버(110)에 의해 발생된 코멘트(command)들의 디렉션 하에서 증폭, 복조, 필터링 및 디지털화된다. RF 시스템(120)은 MRI 펄스 시퀀스들에서 사용되는 광범위한 RF 펄스들을 생성하기 위해서 RF 전송기(transmitter)를 포함한다. RF 전송기는, 바람직한 주파수, 위상, 및 펄스 증폭된 파형의 RF 펄스들을 생성하기 위해서 펄스 시퀀

스 서버(110)로부터 스캔 프리스크립션 및 디렉션에 응답한다. 생성된 RF 펄스들은, 전체 신체 RF 코일(128)에 또는 하나 또는 그 초과 의 로컬 코일들 또는 코일 어레이들(도 1에 도시 생략)에 적용될 수 있다.

[0021] RF 시스템(120)은 또한 하나 또는 그 초과 의 RF 리시버 채널들을 포함한다. 각각의 RF 리시버 채널은 접속되는 코일(128)에 의해 수신되는 자기 공명 신호를 증폭하는 RF 전치증폭기(preamplifier)과 수신된 자기 공명 신호의 구적법 성분(quadrature component)들을 검출 및 디지털화하는 검출기를 포함한다. 이에 따라, 수신된 자기 공명 신호의 규모가 성분들의 제곱의 합의 제곱근에 의해 임의의 샘플화된 지점에서 판정될 수 있으며:

[0022]
$$M = \sqrt{I^2 + Q^2}$$
 식 (1)

[0023] 수신된 자기 공명 신호의 위상이 또한 하기 관계에 따라 판정될 수 있다:

[0024]
$$\phi = \tan^{-1}\left(\frac{Q}{I}\right)$$
 식 (2)

[0025] 또한, 펄스 시퀀스 서버(110)는 생리학적 획득(physiological acquisition) 컨트롤러(130)로부터 환자 데이터를 선택적으로 수신한다. 예시 목적으로, 생리학적 획득 컨트롤러(130)가 환자에게 접속된 다수의 상이한 센서들로부터 신호들, 이를테면 전극들로부터 심전계(electrocardiograph, ECG) 신호들 또는 호흡기 벨로즈(respiratory bellows) 또는 다른 호흡기 감시 디바이스로부터 호흡기 신호들을 수신할 수 있다. 이러한 신호들은, 대상의 심장 박동 또는 호흡과 스캔의 성능을 동기화하거나 또는 "게이트"하기 위해서 전형적으로 펄스 시퀀스 서버(110)에 의해 사용된다.

[0026] 펄스 시퀀스 서버(110)는 또한 환자의 상태와 관련된 다양한 센서들로부터 신호들을 수신하는 스캔 룸 인터페이스 회로(132)과 자석 시스템을 접속한다. 이는 또한 스캔 룸 인터페이스 회로(132)를 통과하며, 환자 위치 설정 시스템(134)이 스캔 중 소망하는 위치들로 환자를 이동시키기 위해서 코멘드들을 수신한다.

[0027] RF 시스템(120)에 의해 생성된 디지털화된 자기 공명 신호 샘플들은 데이터 획득 서버(112)에 의해 수신된다. 데이터 획득 서버(112)는 실시간 자기 공명 데이터를 수신하고 버퍼 스토리지를 제공하기 위해서 오퍼레이터 워크스테이션(102)으로부터 다운로드된 명령들에 대응하여 작동하여, 어떠한 데이터도 데이터 오버런에 의해 손실되지 않는다. 일부 스캔들에서, 데이터 획득 서버(112)는, 획득된 자기 공명 데이터를 데이터 프로세서 서버(114)로 약간 더 통과시킨다. 그러나, 스캔의 추가 성능을 제어하기 위해서 획득된 자기 공명 데이터로부터 유도된 정보들을 필요로 하는 스캔들에서, 데이터 획득 서버(112)는 이러한 정보를 생성하여 이를 펄스 시퀀스 서버(110)로 이송하도록 프로그램된다. 예컨대, 프리스캔들 중, 자기 공명 데이터가 획득되며 펄스 시퀀스 서버(110)에 의해 실행된 펄스 시퀀스를 캘리브레이트하도록 사용된다. 다른 예로서, 네비게이터 신호들이 획득될 수 있으며, RF 시스템(120) 또는 그라디언트 시스템(118)의 작동 파라미터들을 조절하거나 k-공간이 샘플링되는 뷰 오더(view order)를 제어하도록 사용될 수 있다. 또 다른 예에서, 데이터 획득 서버(112)가 또한 자기 공명 혈관 조영술(magnetic resonance angiography, MRA)에서 조영제(contrast agent)의 도착을 검출하기 위해서 사용된 자기 공명 신호들을 처리하도록 적용될 수 있다. 예시의 목적으로, 데이터 획득 서버(112)는 자기 공명 데이터를 획득하며, 스캔을 제어하도록 사용되는 정보를 생성하기 위해서 이 데이터를 실시간으로 처리한다.

[0028] 데이터 프로세서 서버(114)는 데이터 획득 서버(112)로부터 자기 공명 데이터를 수신하고, 오퍼레이터 워크스테이션(102)으로부터 다운로드된 명령들에 따라 이 데이터를 처리한다. 이러한 프로세싱은, 예컨대, 로우(raw) k-공간 데이터의 푸리에 변환(Fourier transformation)을 실행함으로써 2 차원 또는 3차원 이미지들을 재구성하는 것; 반복(iterative) 또는 백 프로젝션(backprojection) 재구성 알고리즘들과 같은 다른 이미지 재구성 알고리즘들을 실행하는 것; 로우 k-공간 데이터로 또는 재구성된 이미지들로 필터들을 적용하는 것; 기능적(functional) 자기 공명 이미지들을 생성하는 것; 모션 또는 플로우 이미지들을 계산하는 것 중 하나 또는 그 초과를 포함할 수 있다.

[0029] 데이터 처리 서버(114)에 의해 재구성된 이미지들은, 이들이 저장되는 오퍼레이터 워크스테이션(102)으로 역으로 이송된다. 실시간 이미지들은 데이터 베이스 메모리 캐시(도 1에 도시 생략)에 저장되며, 이로부터, 이미지들은 내과의들의 참여에 의한 사용을 위해서 자석 어셈블리(124) 근처에 위치되는 디스플레이(136) 또는 오퍼레이터 디스플레이(112)에 출력될 수 있다. 배치 모드 이미지들 또는 선택된 실시간 이미지들은 디스크 스토리지(138) 상에서 호스트 데이터베이스에 저장된다. 이러한 이미지들이 재구성되고 스토리지에 전달될 때, 데이터

프로세싱 서버(114)는 오퍼레이터 워크스테이션(102) 상에서 데이터 저장 서버(116)를 통지한다. 오퍼레이터 워크스테이션(102)은, 이미지들을 획득하고, 필름들을 생성하고 또는 네트워크를 통해 이미지들을 다른 설비들로 보내도록 오퍼레이터에 의해 사용될 수 있다.

[0030] MRI 시스템(100)은 하나 또는 그 초과된 네트워크화된 워크스테이션(142)을 또한 포함할 수 있다. 예시의 목적으로, 네트워크화된 워크스테이션(142)은 디스플레이(144); 키보드 및 마우스와 같은 하나 또는 그 초과된 입력 디바이스(146)들 및 프로세서(148)를 포함할 수 있다. 네트워크화된 워크스테이션(142)은 오퍼레이터 워크스테이션(102)과 동일한 설비 또는 상이한 의료 기관 또는 클리닉과 같은 다른 설비 내에 위치될 수 있다.

[0031] 네트워크화된 워크스테이션(142)은 오퍼레이터 워크스테이션(102)과 동일한 설비 또는 다른 설비 내에 있는지에 따라, 통신 시스템(117)을 통해 데이터 프로세싱 서버(114) 또는 데이터 저장 서버(116)로의 원격 액세스를 얻을 수 있다. 이에 따라, 멀티플 네트워크화된 워크스테이션(142)들이 데이터 프로세싱 서버(114)와 데이터 저장 서버(116)로의 액세스를 가질 수 있다. 이러한 방식으로, 자기 공명 데이터, 재구성된 이미지들 또는 다른 데이터가 데이터 프로세싱 서버(114) 또는 데이터 저장 서버(116)와 네트워크화된 워크스테이션(142)들 사이에서 교환될 수 있어, 데이터 또는 이미지들이 네트워크화된 워크스테이션(142)에 의해 원격으로 처리될 수 있다. 이러한 데이터는, 이를테면 전송 제어 프로토콜(TCP), 인터넷 프로토콜(IP), 또는 다른 공지된 또는 적절한 프로토콜들에 따른, 임의의 적절한 포맷으로 교환될 수 있다.

[0032] 설명될 것과 같이, 본 발명은 각각의 심박의 시작시 추가되는 포화 펄스 이어서 가변 딜레이 이후에 반전 펄스를 활용하는 이미징을 위한 시스템 및 방법을 제공한다: 포화 펄스는 이전의 심박과 자화를 탈위상화하며 (dephase), 반전 펄스는 T1-가중화 이미지에서 개선된 대비(contrast)를 생성한다. 이러한 자화-준비 펄스 시퀀스는 SAPPHIRE(SAturation Pulse Prepared Heart-rate independent Inversion REcovery) 프리-펄스로서 지칭될 수 있다.

[0033] 도 2를 참조하면, 본 발명에 따른 펄스 시퀀스의 개략적 다이어그램은, LGE 펄스 시퀀스(202)과 T1 맵핑 펄스 시퀀스(204) 내에 적용되도록 설계되는 자화 준비 프리-펄스 또는 준비 모듈(200)을 포함한다. 상세하게는, 프리 펄스 모듈(200)은 예컨대 ECG의 R-웨이브에 바로 후속하는 ECG 트리거 포인트(208)를 기반으로 하여 적용되는 비-선택성 포화 펄스(206)를 포함한다. 포화 펄스(206)는, 볼륨 내의 전체 자화를 무효화하며 (null) 임의의 선행하는 ECG 인터벌들, 예컨대 R-R 인터벌들에 대한 의존성을 지운다. 비-선택성 반전 펄스(210)는 포화 펄스(206) 이후에 T_{sat} 미만의 T_{inv} 시간에서 적용되며, 여기서 T_{inv}는 반전 펄스(210)와 데이터 샘플링(212) 사이 시간이며, T_{sat}은 포화 펄스(206)와 데이터 샘플링(212) 사이 시간이다.

[0034] SAPPHIRE 증강식(augmented) LGE 시퀀스(202)는, 내비게이터-게이트식 3D LGE 시퀀스가 되도록 구성될 수 있으며, 여기서, SAPPHIRE 프리-펄스 모듈(200)이 동일한 T_{sat} - T_{inv} 시간들에서 심박(214)마다 적용되며, 건강한 심근 조직을 무효화하도록 선택된다. 펄스 시퀀스(202)의 적용 중 선형 자화의 특성 신호 곡선(214)들이 펄스 다이어그램(202) 하에서 예시된다.

[0035] LGE 펄스 시퀀스(202)의 맥락 내에서, 반전 펄스(210) 이후에 시간(t)에서의 신호는 블로쉬 등식(Bloch equation)들에 의해 다음과 같이 설명될 수 있다.

[0036]
$$S_{LGE}(t) = M_0(1 - (1 + M_h)e^{-t/T_1})$$
 식 3

[0037] 여기서, M₀는 스핀-밀도(spin-density)이며, T₁은 관찰된 조직의 선형 완화 시간(relaxation time)이며, M_h는 반전 직전 자화이며, 자화 히스토리에 대한 정보를 포함한다. 마지막 심박에서의 자화의 완전한 회복은 M_h=1에 해당한다. 이 경우에, 선형 완화 시간(T₁)에 의한 조직은, 반전 시간 이후에 무효화될 것이다(T' = T₁ · log(2)).

[0038] SAPPHIRE LGE 시퀀스의 반전 펄스 이후 시간(t)에서의 신호는 블로쉬 등식들로부터 다음과 같이 유도될 수 있다:

[0039]
$$S_{SAPPHIRE}(t) = M_0(1 - (2 - e^{-(T_{sat}-T_{inv})/T_1})e^{-t/T_1})$$
 식 4

[0040] 여기서, M_0 는 스핀-밀도(spin-density)이며, T_1 은 관찰된 조직의 선형 완화 시간(relaxation time)이며, T_{sat} 및 T_{inv} 는 상기에서 규정된다. 조직이 반전 시간(T')을 사용하여 완전한 완화를 갖는 종래의 반전 복원 시퀀스에서 무효화된다면, $T_1 = T'/\log(2)$ 을 위해서 인포싱 SSAPPHIRE($(T_{inv}) = 0$ 은 동일 조직이 SAPPHERE LGE 시퀀스를 사용하여 무효화될 것임을 보장한다. SAPPHERE LGE 시퀀스의 T_{inv} 시간은, 이 등식으로부터 다음과 같이 유도될 수 있다

$$T_{inv}(T') = T_{sat} + T' \left(1 - \frac{\log(e^{\log(2)T_{sat}/T'} + 1)}{\log(2)} \right)$$

[0041] 식 5

[0042] T_{sat} 및 포화 펄스의 지속기간의 합이 심장 트리거 시간과 일치한다는 사실과 함께 등식 5는, 임의의 부여된 T' 동안 T_{sat} 및 T_{inv} 의 특유의 관정을 허용한다. 등식 5로부터의 반전 시간 전환은, 임상(clinical) 스캐너 소프트웨어에 통합될 수 있어, SAPPHERE LGE 시퀀스에 요구되는 반전 시간은, 기존 LGE 시퀀스를 위해 전형적으로 사용될 사용자-특정 반전 시간으로부터 자동으로 계산된다.

[0043] 다시 도 2를 참조하면, SAPPHERE T1 맵핑 펄스 시퀀스(204)는 다양한 T_{inv} 에서 실행된 다중 2D, 싱글-샷 이미지 획득들로서 제시될 수 있어 신호 세기에 대한 복셀 와이즈 커브 피팅(voxel-wise curve fitting)을 사용함으로써 T_1 시간들의 계산을 위해 사용되는 다양한 T_1 -가중화된 이미지들을 형성한다. 다시, 펄스 시퀀스(204)의 적용 중 선형 자화의 특성 신호 곡선(216)들이 펄스 다이어그램(204) 하에서 예시된다.

[0044] T1 맵핑 펄스 시퀀스(204)는, 연속적인 심장 박동들에 걸쳐 획득되는 SAPPHERE 프리-펄스에 의해 다수의 싱글-샷 이미지들을 포함한다. T_{inv} 는 상이한 T_1 -가중화된 대비를 발생시키기 위해서 상이한 이미지들 사이에서 바뀌게 된다. 심장 박동의 개시시의 포화는, 자화 히스토리에 대한 의존성을 제거하며, 나머지-주기들에 대한 필요성을 제거한다. 이는 이미징 효율을 증가시킨다. 게다가, T_{inv} 선택의 자유도는, T_1 완화 곡선의 초기 부분의 밀집(dense) 샘플링을 가능케 한다. 9 개의 SAPPHERE 이미지들이 싱글 호흡 정지시의 절편마다(per slice) 획득될 수 있다. 사용자에게 의해 입력되는, 예상되는 최대 T_1 시간에 기초하여, 유효 반전 타임들은 적용가능한 범위에 걸쳐 선형으로(linearly) 분포될 수 있다. 게다가, 펄스 시퀀스(204)는 하나의 심장 사이클에서 SAPPHERE 준비 모듈(200)을 허용하고, 후속 모듈에서의 이미징이 더 긴 반전 시간들을 허용하도록 수정될 수 있다.

[0045] 피트 컨디셔닝(fit conditioning)을 개선하기 위해서, 제 1 심장 사이클이 임의의 자화 준비 없이 실행될 수 있다. 이 경우에, 선형 자화가 완전 회복되는 것으로 가정되어, 호흡 정지 지속 기간을 연장하지 않으면서 T_1 커브의 나중 부분의 샘플링을 허용한다.

[0046] 등식 5로부터의 2-파라미터 모델은, T_1 맵들을 발생시키기 위해서 신호 세기에 대한 복셀-와이즈 피팅될 수 있다. SAPPHERE T1 맵핑 스킴(scheme)은, 예컨대, 그라디언트 에코(GRE) 또는 다른 적절한 펄스 시퀀스들에 비해서 우수한 신호 대 잡음비로 인한 정상 상태 프리 프리시전(steady state free precision: SSFP) 이미징 관독(readout)에 의해 사용될 수 있다.

[0047] 포화(206)과 반전 펄스(210)들의 상기 설명된 조합은, LGE 및 T1 맵핑 시퀀스들을 위한 유리한 자화 준비를 제공한다. 설명될 것인 바와 같이, 측정들은, SAPPHERE LGE 시퀀스가 부정맥(arrhythmia)과 심박수 변화(heart rate change)들에서 불변이며 생체 내(in-vivo) 데이터가 부정맥 환자들을 위한 LGE 이미징에서의 로부스트 이미지 품질을 나타내는 것을 보여준다. SAPPHERE T1 맵핑 시퀀스는 또한 T_1 추정(estimation)을 위한 심박수 불변성(heart rate invariance)을 제공하기 위해 도시된다. 게다가, 이러한 시퀀스는 MOLLI 및 유사한 펄스 시퀀스들에 비해서 더 짧은 호흡 정지에 고품질의 T_1 맵들을 제공하는 것으로 증명되고 있다.

[0048] 상세하게는, 기존 LGE에서의 반전 펄스 이후에 불충분한 회복은, R-R 인터벌 길이에서의 부정맥 및 다른 변화들의 존재시 고스팅 허상(ghosting artifact)들을 유발한다. 고스팅 허상들은 이미지 품질을 상당히 저급화시켜 비진단 이미지(non-diagnostic image)들을 유도하는 것으로 도시되고 있다. 종종, 고스팅 허상들은 해부학적(anatomical) 특징들과 차별화될 수 없거나, 예지들에 덮여쳐워지고(overlay) 이미지들에서의 구획들을 묘사하는 것을 어렵게 한다.

- [0049] 동성 리듬 및 심방 세동 중 선형 자화(M_z)는 도 3에 도시된다. 동성 리듬 중, 자화는 기존 LGE 펄스 시퀀스 및 SAPPHIRE LGE 펄스 시퀀스 양자 모두를 위해 각각의 심박에서의 동일 신호 수준으로 이완된다. 그러나, 부정맥의 존재시, 반전 펄스 직전의 신호 수준은 기존 LGE를 위한 주요 분산(major variance)들을 도시한다. 다른 한편으로, 반전 펄스 직전의 SAPPHIRE LGE 펄스 시퀀스 신호는 변하지 않는데, 이는 자화 히스토리가 포화 펄스를 이용하여 재설정되기 때문이다. 도 4는 무효화되려는 조직의 실제 신호를 도시한다($T_1 = 560$ ms). 이는, 신호 완화의 변화하는 범위에도 불구하고, SAPPHIRE LGE 펄스 시퀀스가 조직의 신뢰가능한 무효화를 확보하는 것을 나타낸다. 그러나, 부정맥 중 기존 LGE에서의 실제 신호는, 적절한 무효화에 대해서 스핀-밀도의 40% 까지 벗어난다.
- [0050] 이에 따라, SAPPHIRE LGE 펄스 시퀀스는, R-R 인터벌 길이에서 이러한 변화들에 대해 강건한데, 이는 반전 회복 시퀀스에 대한 포화 펄스 준비의 추가가 심박마다 자화 히스토리를 무효화하기(negate) 때문이다. 이에 따라, SAPPHIRE LGE 펄스 시퀀스를 사용하여 획득된 이미지들은 기존 LGE 펄스 시퀀스를 사용하여 획득되는 이미지들에 비교할 때, 고스팅 허상들로부터 자유로우며, 이는 더 높은 품질의 LGE 이미지를 위해서 AF에 의한 환자들의 펄스 시퀀스의 유용성(utility)을 설립한다.
- [0051] 반전 회복보다는 오히려, 포화 회복이 자화 히스토리로부터 독립적으로 보장하는 방식으로 프리-펄스 모듈로서 사용될 수 있음이 예측된다. 그러나, 이는 건강한 심근 신호의 무효화가 가능하지 않다는 고유의 문제점을 가지며, 이는 심근 배경에 대항하여 반흔의 분화(differentiation)를 방해한다.
- [0052] SAPPHIRE LGE 펄스 시퀀스는, 반전 회복의 우수한 대비 특성들과 포화 회복의 이점들을 조합하여, 건강한 심근 조직의 무효화와 조합하여 적당한 CNR을 제공한다. 이는 종래에 임상학적으로 사용되는 LGE 이미지들과 유사한 시각화(visualization)를 허용한다.
- [0053] 종래의 LGE에 비교하여 SAPPHIRE LGE에서 변경된 선형 완화는 동일 조직을 무효화하기 위해서 T_{inv} 의 명확한 연산을 필요로 한다. 이러한 타이밍은 독특하게는, 조직(T_1)과 선택된 심장 트리거 딜레이에 의존한다. 본 발명에 따르면, SAPPHIRE LGE 시퀀스를 위한 타이밍 등식은, T_1 완화를 설명하는 블로쉬 등식들로부터 유도되고 있다. SAPPHIRE LGE 펄스 시퀀스의 임상학적 용도를 활용하기 위해서, 자동의 반전 시간 변환이 통합되고 있다. 이는, 오퍼레이터가 기존의 LGE 펄스 시퀀스를 위한 반전 시간을 구체화는 것을 허용한다.
- [0054] 모든 실험들 내내, SAPPHIRE LGE는 기존 LGE에 비해서 당해 조직들 사이에서 CNR 감소를 유발한다. 이는, 초기 포화 펄스 이후의 회복을 위한 시간이 기존 LGE 시퀀스에서 2 개의 반전 펄스들 사이에서 회복 시간보다 더 짧다는 사실에 기인한다. 'CNR 손실량은, 심박수와 트리거 지연 시간 사이의 관계에 의존한다. 더 긴 트리거 딜레이는 SAPPHIRE LGE 시퀀스에서 포화 펄스 이후에 회복을 더욱 허용하지만, 어떤 식으로든 기존 LGE의 신호에 영향을 미치지 않는다. 이에 반해, 더 긴 심장 사이클들은 기존 LGE에서 이전의 반전 펄스 이후에 더욱 신호 재성장을 허용하지만, SAPPHIRE LGE 시퀀스에 영향을 미치지 않는다.
- [0055] T1 맵핑시, 파라미터 피트의 컨디셔닝은, T1 맵의 품질을 판정한다. 피트 컨디셔닝은 지연 곡선이 샘플링될 때의 다수의 지점들 및 시간에 의존한다. MOLLI 펄스 시퀀스에서, 각각의 이미징 그룹의 제 1 이미지에 대응하는 단지 3 개의 이미지들만이 R-R 인터벌 길이보다 더 짧은 반전 시간들에 의해 획득되지만 다른 8 개의 이미지들은 더 긴 반전 시간들을 갖는 그러한 방식으로, 유효 반전 시간들이 R-R 인터벌 길이에 의해 판정된다. 조영제 주입(contrast injection)에 후속하는 T1 맵핑(여기서, T1 시간들은 100 내지 600 ms 범위에 있음)에서, 자화는 주로 R-R 인터벌 길이 보다 훨씬 더 긴 반전 시간 동안 회복된다. 이에 따라, 이러한 샘플 포인트들은, 실제 T1 파라미터에 대부분 둔감하며, 이에 따라 T1 값들의 추정을 위한 피트 컨디셔닝을 최적으로 개선하지 못한다.
- [0056] SAPPHIRE T1 맵핑에서, 반전 시간들은 적용가능한 범위에 걸쳐 자유롭게 선택될 수 있다. 이에 따라, 완화 곡선의 시작시의 조밀 샘플링(이는 T1 파라미터에 크게 영향을 받기 쉬움)은 고품질의 T1 맵들을 가능케 하고 산출한다. 이에 따라, 반전 시간들이 적용가능한 범위에 걸쳐 선형으로 분배될 수 있다. 추정되었던 T1 값들에 기초하여, 이는 동일한 심장 사이클들 내에서 수행되는 준비 및 이미징 내로 트랜스레이트된다. 매우 높은 심박수들(> 90 bpm) 또는 더 긴 T1 값들의 추정을 위해서, 이러한 스킴은 정확한 T1 맵핑에 불충분할 수 있다. 이 경우에, 이미징은, SAPPHIRE 프리 펄스 모듈의 적용 이후에, 펄스 시퀀스 내에서 이미 빌트인되었던 특징이 후속 심박들에서 실행될 수 있다.
- [0057] 록 로커 방법(Look Locker method)에 기초한 T1 맵핑 스킴들에서, 자화 완화는 단일 준비 이후에 다중 시간들에서 샘플링된다. 각각의 이미징 여기(excitation)는, 신호 교란(signal disturbance)을 유도하여, 손상된 커브

가 샘플링된다. 기껏해야, 이들 손상들을 위해 수치적으로 소급적용식 보정(retrospectively correct)을 위한 시도가 행해지고 있다. 비교란(undisturbed) 완화 커브가 SAPPHIRE T1 맵핑에서 샘플링되기 때문에, T1 파라미터 피트 이후의 수치적 보정에 대한 요구가 존재하지 않으며, 이는 스핀 에코(T1) 맵핑 시퀀스에 대해 추정된 T1 시간들에서 감소된 바이어스(bias)를 설명할 수 있다.

[0058]

심박수 의존성에 추가하여, 심근 T1 맵핑은 다른 도전들을 겪는다. 호흡 기관의 또는 심장 운동은, T1 피트에 악영향을 미칠 것이며, 복셀들이 부정확하게 측정되는 것을 유발한다. 이는, T1의 세그멘탈 분석이 각각의 심근 세그먼트에서의 만성 섬유증(diffuse fibrosis)의 평가를 위해서 사용되는 이러한 이미징 시퀀스의 정량적 특성에 영향을 줄 것이다. 게다가, 절편 프로파일 및 플립 각도는, T1 측정에 직접 충격을 줄 것이다. 또한, 관독을 위한 SSFP 이미징의 사용은, 또한 T1 측정들에서 증가된 정확성을 위해 고려될 수 있는 다양한 이미징 허상들에 이러한 이미징 시퀀스가 영향을 받기 매우 쉽게 만든다. 예컨대, 2 개의 양태들은 향상된 피트 컨디션에 의해서, 심박수 변이들에 대한 민감도의 제거 및 T1 맵들의 품질의 개선을 포함한다.

[0059]

SAPPHIRE 이미징 펄스 시퀀스는 반흔과 심근 사이의 CNR을 감소시킨다. 연구들이, 더 적은 허상들 및 더 짧은 호흡 정지 시간간격들을 갖는 심근에서의 보다 균일한 T1 맵들을 보여준다.

[0060]

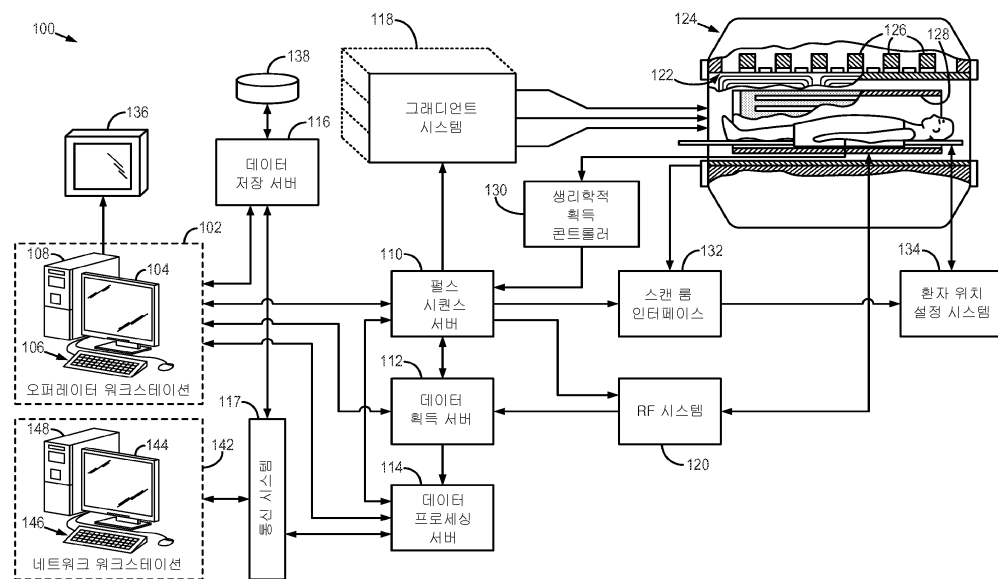
이에 따라, 본 발명은 포화 및 반전 펄스들을 조합하고 LGE 및 T1 맵핑 시퀀스들에 특히 유용한 SAPPHIRE로서 본원에서 참조된 이미징을 위한 시스템 및 방법을 제공한다. 본 발명은 심장 MRI에서 반흔 및 섬유증의 개선된 평가를 제공한다. SAPPHIRE LGE에서의 포화 준비는, 실질적으로 스캔 중 R-R 인터벌 길이에서의 변화들의 효과들을 감소시키며, 이에 따라 결과적인 이미지들에서의 고스팅 허상들을 제어한다. 이에 따라, 본 발명은 부정맥 및 심박수 변이도의 존재시 실질적으로 허상이 없는 LGE 이미징을 가능케 한다. SAPPHIRE T1 맵핑에서, 이러한 준비 스킴은, 나머지 사이클들에 대한 요구를 감소시켜, T1 값들의 심박수 불변 추정을 가능케 하면서, 더 균일한 T1 맵들을 갖는 더 짧은 시퀀스를 허용한다. 이에 따라, SAPPHIRE LGE 및 SAPPHIRE T1 맵핑 시퀀스들은, 부정맥 및 심박수 변이도의 존재시조차, 반흔 및 섬유증의 개선된 묘사를 위해서 잠재적으로 유용하다.

[0061]

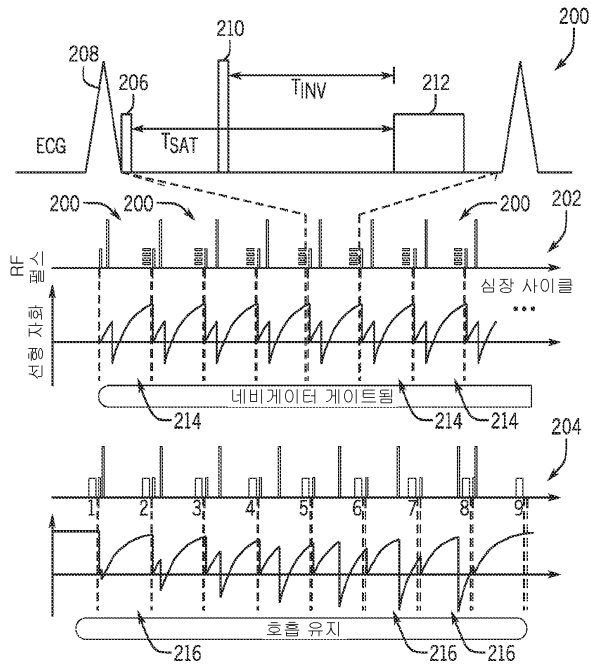
본 발명은, 하나 또는 그 초과와 바람직한 실시예들의 관점에서 설명되었으며, 명확히 언급된 것과 별개로, 많은 등가예들, 대체예들, 수정예들 및 변형예들이 가능하며 본 발명의 범주 내에 있음이 이해되어야 한다.

도면

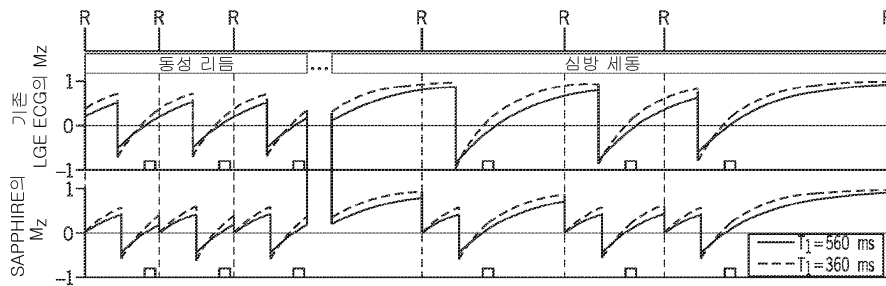
도면1



도면2



도면3



도면4

