



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2020년10월06일
(11) 등록번호 10-2161881
(24) 등록일자 2020년09월24일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/055 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/055 (2018.08)

(21) 출원번호 10-2018-0077181

(22) 출원일자 2018년07월03일

심사청구일자 2018년07월03일

(65) 공개번호 10-2020-0004121

(43) 공개일자 2020년01월13일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020140103770 A*

KR1020160089741 A*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

한국표준과학연구원

대전 유성구 가정로 267(가정동, 한국표준과학연구원)

연세대학교 산학협력단

서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)

(72) 발명자

조효민

대전광역시 유성구 반석서로 109, 반석마을7단지 아파트

최병욱

서울특별시 송파구 올림픽로 435, 파크리오 아파트 228-1804

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인 아이퍼스

전체 청구항 수 : 총 1 항

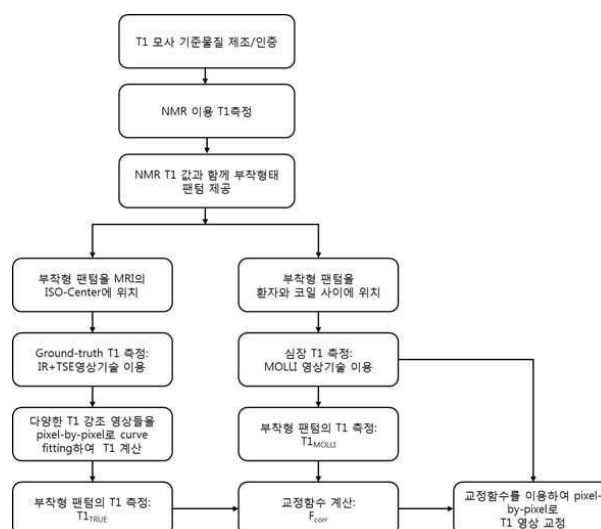
심사관 : 손준영

(54) 발명의 명칭 자기공명영상 보정방법

(57) 요약

본 발명의 실시 예에 따른 자기공명 영상 보정방법은 부착형 팬텀을 환자의 심장 가장 가까이 부착하고 환자의 촬영 조건과 동일한 조건으로 심장과 표준팬텀의 T1 값을 측정할 수 있으므로, 환자와 같이 촬영되어 측정된 표준팬텀의 T1 시간을 NMR을 이용하여 측정된 또는 골드 스탠더드(gold-standard) 방법으로 측정된 팬텀의 기저 사실(ground-truth)로 교정 할 수 있는 함수를 생성함으로써 더욱 정확하고 표준화된 T1이완시간을 기대할 수 있는 자기공명 영상 보정방법을 제공할 수 있다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

김판기

인천광역시 서구 고산로 13, 202-204

안봉영

대전광역시 유성구 계룡로 55, 103동 2504호 (봉명
동, 유성자이)

이창우

대전광역시 서구 월평2동

양영중

서울특별시 강북구 한천로124가길 53 B104호 (변
동)

명세서

청구범위

청구항 1

표준팬텀을 대상자와 MRI의 코일 사이에 위치시키는 제 1 단계;

상기 대상자의 심장에 대한 T1을 측정하는 제 2 단계;

상기 대상자와 MRI의 코일 사이에 위치한 상기 표준팬텀의 T1을 측정하는 제 3 단계;

상기 표준팬텀의 그라운드 트루스(Ground-truth) T1과 상기 대상자와 MRI의 코일 사이에 위치한 상기 표준팬텀의 T1을 2차 다항식으로 하여 교정함수를 도출하는 제 4 단계; 및

상기 교정함수를 이용하여 픽셀 바이 픽셀(pixel-by-pixel)로 상기 심장의 T1 영상을 교정하는 제 5 단계를 포함하고,

상기 표준팬텀의 그라운드 트루스(Ground-truth) T1 측정은, 소급성이 확보된 NMR 또는 반전회복사전펄스를 이용한 TSE영상기술을 이용하여 수행되고,

상기 대상자의 심장에 대한 T1 측정과 상기 대상자와 MRI의 코일 사이에 위치한 상기 표준팬텀의 T1 측정은 MOLLI 영상기술을 사용하여 수행되며,

상기 제 1 단계 이전에는,

T1 모사를 위한 기준물질을 제조하는 단계;

상기 기준물질에 대해 핵자기 공명(NMR) 이용하여 T1을 측정하는 단계;

상기 핵자기 공명(NMR)에 의해 측정된 기준 T1 값을 갖는 부착형 표준팬텀을 마련하는 단계;

상기 표준팬텀을 MRI의 촬영 중심 위치(ISO-Center)에 위치시키는 단계;

상기 표준팬텀의 그라운드 트루스(Ground-truth) T1을 측정하기위한 영상을 획득하는 단계;

상기 표준팬텀의 다양한 T1 효과를 갖는 강조 영상들을 픽셀 바이 픽셀(pixel-by-pixel)로 커브 피팅(curve fitting)하여 상기 표준팬텀의 T1을 계산하는 단계; 및

상기 표준팬텀의 그라운드 트루스(Ground-truth) T1 을 측정하는 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 자기공명 영상 보정방법.

청구항 2

삭제

청구항 3

삭제

청구항 4

삭제

발명의 설명

기술 분야

본 발명은 자기공명 영상 보정방법에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 자기공명 영상의 오차를 교정하는 자기공명 영상 보정방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0001]

- [0002] 자기공명영상(MRI: Magnetic Resonance Imaging)이란 자기장을 발생하는 커다란 솔레노이드 코일 내부로 인체를 들어가게 한 후 수소원자핵을 공명시킬 수 있는 전자기파를 발생하여 신체부위에 있는 수소원자핵을 여기시키면 들뜬상태의 수소원자핵의 주변 환경에 따라 달라지는 세차운동 주파수 신호를 측정하고, 이를 디지털 정보로 변환하여 컴퓨터를 통해 재구성하여 영상화한 것이다.
- [0003] 자기공명영상은 X선을 이용한 검사인 단순 X선 촬영이나 CT(Computed Tomography)촬영과 달리 인체에 해가 없는 자기장과 비전리 방사선인 라디오 고주파를 이용해 조영제 없이도 CT에 비해 체내 연부조직의 대조도가 뛰어나며 수소원자핵을 함유한 조직의 생화학적 특성에 관한 정보를 비침습적이며 안전하게 얻을 수 있는 장점이 있다. 또한 인체의 단면을 보여준다는 점에서는 CT촬영과 유사하지만 CT에서는 인체를 가로로 자른 모양인 횡단면 영상이 위주가 되지만, MRI는 환자의 자세 변화 없이 원하는 방향에 따라 인체에 대해 횡축 방향, 세로축 방향, 사선 방향 등의 영상을 자유롭게 얻을 수 있는 장점이 있다.
- [0004] 양질의 자기공명영상을 얻기 위해서는 의료영상 시스템의 정도관리가 필수적이고 장비와 종사자에 대한 관리와 교육이 필요하다.
- [0005] 의료영상 시스템의 정도관리에는 자기공명영상 장치의 객관적인 성능평가와 적절한 기준을 제시해야 하며 팬텀을 이용한 영상검사가 중요한 역할을 담당한다. 현재 특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙에 자기공명영상 정도관리 항목 중 팬텀영상검사 항목이 일부 포함되어 있지만, 현실적으로는 장비제조회사가 자체팬텀을 이용하고 검사주기, 검사항목 및 방법들도 다양하여 검사 결과의 객관성 및 통일성이 떨어지고 영상의학과 의사가 접근하고 평가하기 어려운 점등의 문제점이 있다.
- [0006] 자기공명 영상장치의 품질관리를 위해서 개발된 대부분의 표준팬텀은 MRI 영상에서 보여지는 구조물의 크기나 길이등과 같은 기하학적 정확도를 측정할 수 있도록 개발되어 있어 단층촬영 영상으로서는 검사항목과 기준이 단체표준의 형태로 확립되어 있다.
- [0007] 최근의 자기공명영상은 기존의 해부학적 단층 영상 뿐만아니라 생체물리량을 정량적으로 측정할 수 있도록 영상 기술들이 개발되고 있다. MRI에서 측정할 수 있는 생체물리량은 인체 조직에서의 자기이완율(T1 및 T2 시간), 혈류속도, 확산, 관류 등이 대표적이며 비침습적으로 안전하고 정확하게 측정이 가능하다.
- [0008] 이 중 T1과 T2 시간은 MRI 영상의 다양한 조직간 대조도를 만들 수 있는 고유한 속성으로 분자수준에서 조직의 질병을 정량적으로 평가할 수 있는 생체물리량으로서 높은 관심을 받고 있다.
- [0009] 하지만 MRI 제조사에서 제공하는 생체물리량 측정 방법은 통일되어 있지 않으며 MRI의 설치 환경 및 촬영 조건 등에 따라서 그 결과의 차이가 발생할 수 있기 때문에 표준화된 측정 결과를 산출하기 위해서는 기준물질을 이용한 표준 팬텀이 필수적이다. 최근 T1 자기이완율은 심장 질환을 비침습적이며 정량적으로 측정할 수 있는 영상 진단지표로써 인정받고 있다. MRI에서 심장의 T1을 측정하기 위한 영상기술들은 다양하게 존재하는데, 그중에서 반전회복 RF 펄스를 이용한 영상기술이 대표적이다. 반전회복 RF 펄스를 사용하면 항정 상태의 종축자화를 반전시킨 이후 지수곡선 형태로 이완되는 종축자화를 충실히 표현될 수 있도록 반전회복 RF 펄수 이후에 일정한 시간 간격으로 촬영하고 T1 이완 곡선 모델로 비선형회기분석하여 T1을 측정한다.
- [0010] 하지만 심장의 T1을 측정하기 위해서는 환자가 호흡을 10~15초 정지하고 심장박동에 동기하여 촬영해야 하므로 반전이완이 완전히 회복될 때까지의 충분한 시간을 확보하기 어려우며, 환자의 협조나 심박동수 등의 촬영 조건에 따라서 측정되는 T1시간이 달라진다.
- [0011] 이러한 T1 시간을 보정하기 위한 기존의 방법은 환자를 대신하여 기준물질로 만들어진 팬텀을 MRI 안에 위치하고 환자와 별개로 촬영하여 T1 측정 영상기법과 가상의 심장박동에 따른 변화를 관찰하는 것까지는 가능하지만, 환자가 MRI 장치 안에서 촬영할 때와 동일한 조건에서 촬영한 효과를 가질 수 없다.
- [0012] 또 다른 방법으로, 환자가 촬영을 마친 후 동일한 위치와 조건으로 촬영하는 방법이 있지만 촬영시간이 증가하고, 환자의 심장박동이나 촬영 조건은 여전히 동일하게 맞추기 불가능하므로 잠재적 오차가 존재한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0013] 본 발명의 실시 예들은, 부착형 표준팬텀을 환자의 심장 가까이 붙여 환자의 촬영조건과 동일한 조건으로 심장 과 표준팬텀의 T1 값을 동시에 측정할 수 있으므로, 환자와 같이 촬영된 표준팬텀의 T1시간을 골드 스탠더드

(gold-standard) 방법으로 측정된 표준팬텀의 기준 T1시간(ground-truth:실제값)으로 교정 할 수 있는 함수를 생성하고 이를 심장 T1에 적용하여 교정함으로써 더욱 정확하고 표준화된 T1이완시간을 기대할 수 있는 자기공명 영상 보정방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

- [0014] 본 발명의 실시 예들 중 하나의 자기공명 영상 보정방법은, 표준팬텀을 대상자와 MRI의 코일 사이에 위치시키는 단계; 상기 대상자의 심장에 대한 T1을 측정하는 단계; 상기 대상자와 MRI의 코일 사이에 위치한 상기 표준팬텀의 T1을 측정하는 단계; 상기 표준팬텀의 측정된 실제 T1과 상기 대상자와 MRI의 코일 사이에 위치한 상기 표준팬텀의 T1으로부터 교정함수를 도출하는 단계; 및 상기 교정함수를 이용하여 픽셀 바이 픽셀(pixel-by-pixel)로 상기 심장의 T1 영상을 교정하는 단계를 포함한다.
- [0015] 상기 표준팬텀의 기준 T1시간(Ground-truth:실제값)의 측정은 골드스탠다드 방법으로 알려진 반전회복사전펄스(Inversion Recovery(IR) RF pulse)를 사용한 스핀에코영상기술(IR+TSE)등을 이용할 수 있다.
- [0016] 상기 대상자의 심장의 T1 측정과 상기 대상자와 MRI의 코일 사이에 위치한 상기 표준팬텀의 T1 측정은 MOLLI(Modified Look-Locker Inversion Recovery)와 같이 심장에 특화된 T1 측정 영상기술을 사용할 수 있다.
- [0017] 전술한 상기의 자기공명 영상 보정방법은, T1 모사를 위한 기준물질을 제조하는 단계; 상기 기준물질에 대해 핵자기 공명(NMR)을 이용하여 기준 T1시간(Ground-truth:실제값)을 측정하는 단계; 상기 기준 T1시간(Ground-truth:실제값)을 갖는 부착형 표준팬텀을 마련하는 단계; 상기 표준팬텀을 MRI의 촬영 중심 위치(ISO-Center)에 위치시키는 단계; 상기 표준팬텀의 기준 T1시간(Ground-truth:실제값)을 반전회복사전펄스를 사용한 스핀에코영상기술(IR+TSE)로 측정하는 단계; 상기 표준팬텀의 다양한 T1 효과를 갖는 강조 영상들을 촬영하고, 다양한 T1 강조 영상들로부터 픽셀 바이 픽셀(pixel-by-pixel)로 커브 피팅(curve fitting)하여 상기 표준팬텀의 T1을 계산하는 단계; 및 상기 표준팬텀의 실제 T1을 측정하는 단계를 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0018] 상기와 같이 기술된 본 발명의 실시 예들은, 부착형 팬텀을 환자와 MRI 코일사이에 부착하여 환자의 심장 가장가까이에서 동일한 조건으로 T1 값을 측정할 수 있으므로, 환자의 심장과 동시에 촬영되어 측정된 표준팬텀의 T1 시간을 골드 스탠더드(gold-standard) 방법으로 측정된 팬텀의 기준 T1시간(ground-truth)으로 교정 할 수 있는 교정함수를 생성하고 환자 심장의 T1에 적용하여 교정함으로써 더욱 정확하고 표준화된 T1이완시간을 기대할 수 있는 자기공명 영상 보정방법을 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0019] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명 영상 보정방법의 블록도이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 의해 심장과 부착형 표준팬텀을 같이 촬영한 CINE 영상이다.
- 도 3은 본 발명의 일 실시예에 의해 심장과 부착형 표준팬텀을 같이 촬영한 T1 map 영상이다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시예에 의해 부착형 표준팬텀을 이용하여 T1시간을 교정하면 기준 T1시간(ground-truth)과의 RMSE(Root Mean Square Error)가 줄어드는 것을 보이는 그래프이다.
- 도 5는 수소 스핀들이 외부 자기장에 노출이 되면 제이만 효과(Zeeman effect)로 자기장이 가해지는 방향(낮은 에너지 준위)과 반대방향(높은 에너지 준위)으로 정렬되는 현상을 나타낸 것이다.
- 도 6은 반전회복 RF펄스에 따른 다양한 T1강조영상을 측정하고 화소별로 T1을 회기분석으로 측정하여 T1-지도를 생성하는 과정을 나타낸 것이다.
- 도 7은 교정전의 T1-지도에 각 화소마다 교정함수를 적용하면 출력되는 교정후의 T1-지도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0020] 이하, 첨부된 도면에 도시된 특정 실시 예들에 의해 본 발명의 다양한 실시예들을 설명한다. 실시 예들에 차이는 상호 배타적이지 않은 사항으로 도면 복합적으로 이해되어야 하며, 본 발명의 기술 사상 및 범위를 벗어나지 않으면서, 실시 예들에 관련하여 기재되어 있는 특정 형상, 구조 및 특성은 다른 실시 예들로 구현될 수 있다.
- [0021] 본 발명의 실시 예들에 따른 개별 구성요소의 위치 또는 배치는 변경 가능한 것으로 도면들의 조합으로 이해되

어야 하며, 도면에서 유사한 참조부호는 다양한 측면에 걸쳐 동일하거나 유사한 기능을 가리킬 수 있으며, 길이 및 면적, 두께 등과 그 구체적인 형태는 설명 상의 편의를 위하여 과장되어 표현된 것일 수 있다.

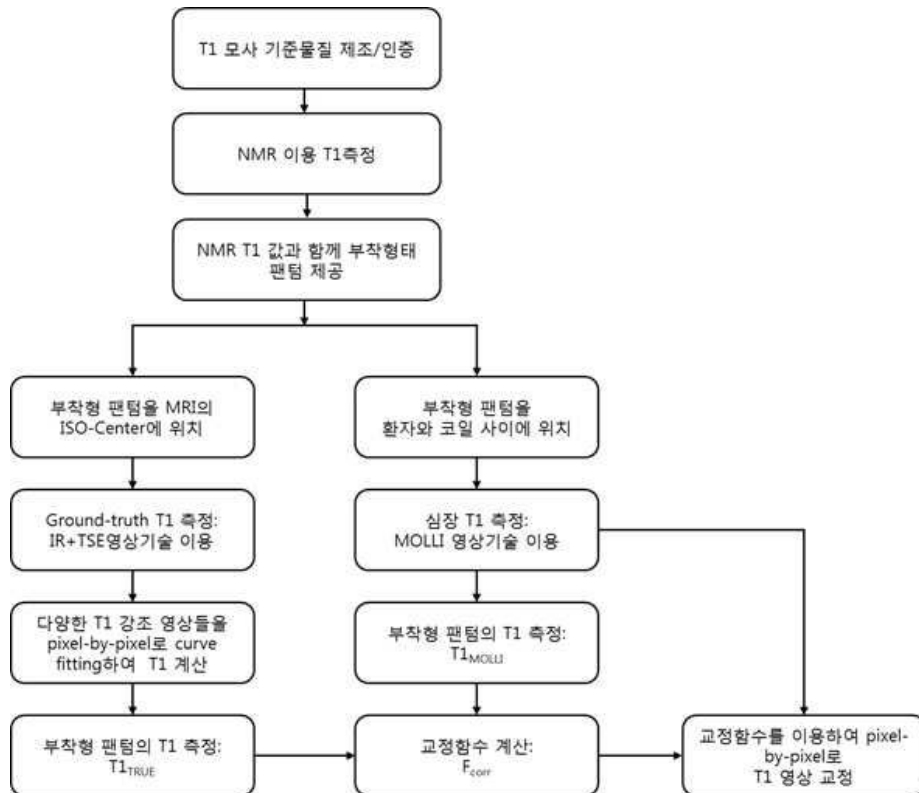
- [0022] 사용되는 용어들은 특별히 정의된 용어를 제외하고는 통상적인 한자, 국어 혹은 영어의 사전적인 의미 혹은 해당 분야에서 사용되는 용어와 부합하는 속성을 갖는 것으로 이해되어야 한다. 하나의 구성 요소가 "포함한다, 구성된다, 또는 구비한다"로 기술되어 있는 경우에는, 그 외 구성요소들을 더 가질 수 있다는 것을 의미한다.
- [0023] 상기와 같은 관용적인 사항들을 참조하여 본 발명의 다양한 실시 예들 중 실질적인 구현성과 산업적 이용 가능성이 높은 하나의 실시 예에 따른 자기공명 영상 보정방법을 설명한다.
- [0024] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명 영상 보정방법은 자기공명 영상촬영에서 얻어진 영상을 보정하기 위한 것이며, 자기공명 영상촬영장치의 물리적 촬영 오차 문제를 해결하는 데 중점을 두고 개발된 기술로서, 기존보다 생체물리량의 교정 측면에서 개선되어 있다.
- [0025] 도 1 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명 영상 보정방법은, T1 모사를 위한 기준물질을 제조하는 단계, 상기 기준물질에 대해 핵자기 공명(NMR) 이용하여 T1(Ground-truth: 실제 값)을 측정하는 단계, 및 상기 핵자기 공명(NMR)에 의해 측정된 T1 값과 함께 부착형 표준팬텀을 마련하는 단계를 포함한다.
- [0026] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명 영상 보정방법은, 양쪽 두 갈래의 단계들로 구분된다.
- [0027] 먼저 좌측에 있는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명 영상 보정방법에서는, 상기 표준팬텀을 MRI의 촬영 중심 위치(ISO-Center)에 위치시키는 단계, 상기 표준팬텀의 영상을 획득하는 단계, 상기 표준팬텀의 다양한 T1 효과를 갖는 강조 영상들을 픽셀 바이 픽셀(pixel-by-pixel)로 커브 피팅(curve fitting)하여 T1을 계산하는 단계, 및 상기 표준팬텀의 T1(Ground-truth: 실제 값)을 측정하는 단계를 포함한다.
- [0028] 전술한 바에서 상기 표준팬텀의 기준 T1시간(Ground-truth: 실제 값) 측정은 반전회복사전펄스를 사용한 스핀에코영상기술(IR+TSE)을 이용할 수 있다.
- [0029] 한편 도 1 내지 도 3을 참조하면, 우측에 있는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명 영상 보정방법에서는, 상기 표준팬텀을 대상자와 MRI의 코일 사이에 위치시키는 단계, 상기 대상자의 심장에 대한 T1을 측정하는 단계, 상기 대상자와 MRI의 코일 사이에 위치한 상기 표준팬텀의 T1을 측정하는 단계, 상기 표준팬텀의 측정된 실제 T1과 상기 대상자와 MRI의 코일 사이에 위치한 상기 표준팬텀의 T1을 2차 다항식으로 하여 교정함수를 도출하는 단계 및 상기 교정함수를 이용하여 픽셀 바이 픽셀(pixel-by-pixel)로 상기 심장의 T1 영상을 교정하는 단계를 포함한다.
- [0030] 전술한 바에서 상기 대상자의 심장에 대한 T1 측정과 상기 대상자와 MRI의 코일 사이에 위치한 상기 표준팬텀의 T1 측정은 MOLLI 영상기술을 사용할 수 있다.
- [0031] 본 발명의 자기공명 영상 보정방법에서 팬텀은 생물의 밀도와 실효 원자 번호에 아주 근사한 부피를 갖는 물질을 의미하는 것이다.
- [0032] 본 발명의 일 실시예에 따른 표준팬텀으로는 신체와 유사한 성질을 갖는 다양한 형태의 팬텀 등이 포함될 수 있다. 의료용 팬텀(MEDICAL PHANTOM)은 인체의 전체 혹은 부분의 물리적 성질을 모사한 모델로서 진단 및 치료 기기의 성능평가, 의료영상품질평가, 선량측정, 중재적 시술 훈련 및 평가 등에서 다양한 형태, 다양한 목적으로 사용된다.
- [0033] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명 영상 보정방법에 사용되는 표준팬텀은 순도 99.9995 %의 염화니켈(Nickel chloride: NiCl₂)을 희석하여 T1 범위 20 ~2000 ms 신호를 나타내는 기준물질로 제조된 것이다.
- [0034] 이러한 표준팬텀은, 한국표준과학연구원 내 Ni의 함량에 대한 1차 표준용액으로부터 농도에 대한 소급성을 확보하고 인증한 것이다. 기준물질의 True T1 값은 미국표준기관(NIST)에서 온도, 시간에 대한 소급성이 확보된 핵자기 공명(NMR)을 이용하여 측정값을 획득하고 제공한 것이다.
- [0035] 본 발명의 일 실시예에서는, 부착형 표준팬텀을 환자와 MRI 코일사이에 부착하여 환자의 심장 가장 가까이에서 동일한 조건으로 T1시간을 측정할 수 있으므로, 환자와 같이 촬영되어 측정된 표준팬텀의 T1 시간을 골드 스탠더드(gold-standard) 방법으로 측정된 표준팬텀의 기준 T1시간(ground-truth:실제값)으로 교정할 수 있는 교정함수를 생성하고 이 함수를 환자 심장 T1에 적용하고 교정하여 더욱 정확하고 표준화된 T1이완시간을 기대할 수 있다.

- [0036] 도 4를 참조하면, 교정전에는 T1측정 방법과 심장 박동수에 따른 변화가 컸지만 교정 후에는 차이가 적어진 것을 보여준다. MOLLI41312와 MOLLI533은 심장의 T1 측정을 위한 MRI 영상기술들을 지칭한다.
- [0037] 도 5를 참조하여 T1의 의미를 상세하게 설명한다.
- [0038] 자기공명현상은 보통 수소원자(proton, 양성자)을 대상으로 설명한다. 전하를 가진 입자가 회전(spin;스핀)을 하면 하나의 작은 자석으로 생각을 할 수 있고 이것을 스핀(spin)이라 한다.
- [0039] 수소 스핀들이 외부 자기장에 노출이 되면 제이만 효과(Zeeman effect)로 자기장이 가해지는 방향(낮은 에너지 준위)과 반대방향(높은 에너지 준위)으로 정렬된다.
- [0040] 이 상태에서 전자기파 펄스를 가해주는 동안 낮은 에너지 준위의 스핀들은 전자기파 에너지를 흡수하여 높은 에너지 준위로 이동하게 된다. 전자기파 펄스가 끝나면, 높은 에너지 준위의 스핀들은 자기가 받은 전자기파 에너지를 주변(lattice)으로 전달하면서 전자기파 펄스를 경험하기 이전에 낮은 에너지 준위로 이동하게 된다.
- [0041] 여기에서, T1은 높은 에너지 준위에서 열적평형상태의 낮은 에너지 준위로 63%까지 회복하는 걸리는 소요시간을 의미한다. T1 시간은 에너지를 전달받는 주변(lattice)환경에 따라서 달라진다.
- [0042] 특히 주변(lattice)의 분자텀블링률(molecular tumbling rate)에 따라서 결정될 수 있다. 예를 들어 지방과 같이 분자구조가 클 때에는 텀블링률이 느리기 때문에 T1시간이 짧아지게 되고, 순수한 물과 같이 분자구조가 작을 때는 텀블링률이 빠르기 때문에 T1시간이 길어지게 된다.
- [0043] 이러한 조직간 T1시간의 차이는 연부조직 사이의 대조도를 높일 수 있는 MRI 고유의 특징으로 질병의 구분을 가능하게 하여 의료 영상으로 높은 활용도를 보인다.
- [0044] 최근에는 MRI 영상기술의 발전으로 T1시간을 빠르게 측정하는 방법들이 개발되어 T1시간의 정량화가 높은 관심을 받고 있다. 또한 T1 시간을 조절할 수 있는 조영제(Gd, NiCl, Mn계 화합물)는 수소 스핀 주변(lattice)의 환경을 조절할 수 있게 만들어서 조직간에 높은 대조도를 만들 수 있기도 하다.
- [0045] 본 발명 일 실시예에서는 T1 시간을 조절할 수 있는 NiCl₂ 화합물을 이용하여 T1시간을 인체의 조직의 T1시간을 모방하도록 부착형 표준팬텀을 제작한다. MRI 영상기술과 촬영환경 및 조건에 따른 측정 T1시간의 불균질을 극복하기 위한 기준 물질로써 T1 표준팬텀이 사용된다.
- [0046] 추적 가능한 실제 값(Traceable ground truth)는 1차 표준으로 부터 소급성이 확보된 값을 의미한다. 상기에서 소급성이라고 하는 것은 표준으로부터 비교를 통해 측정된 값으로서 표준으로부터 차이는 불확도로 표현되는 것이다. 그런데 본 발명의 일 실시예에서 소급성은 "NiCl₂ 화합물의 농도와 NMR 기기의 온도와 시간"에 대해 확보하였다.
- [0047] 촬영 중심 위치(ISO-Center)는 기준 물질을 MRI 자기장의 중심과 RF 코일의 중심 선상에 촬영 대상이 위치함을 일컫는다. 즉 기준 물질로써 사용되기 위해서는 기준 값을 정확히 측정할 수 있어야 한다. MRI는 강한 외부자기장과 RF 코일(안테나)를 이용하기 때문에 자기장과 RF 코일이 모두 동일한 중심 위치에서 촬영 대상이 위치할 때 최적의 촬영 위치가 된다.
- [0048] 도 6을 참조하면, 반전회복 사전펄스를 사용한 TSE영상기술 및 커브 피팅(Curve fitting)하여 T1 계산하는 방법을 다음과 같다.
- [0049] 표준팬텀의 T1값을 측정하기 위해서 다양한 T1강조영상을 촬영해야 한다. 일반적인 방법은 다양한 T1강조영상을 가지는 영상들을 반전회복 사전펄스를 사용한 TSE 영상기법을 이용하여 촬영하고, 이 영상들을 화소단위로 커브 피팅(curve fitting)을 통하여 T1시간을 추정하는 것이다. IR+TSE는 IR(반전회복) RF 펄스를 사용하여 T1강조 효과를 줄 수 있는 영상기법 중 하나를 일컫는다.
- [0050] TSE(Turbo Spin Echo)는 스핀에코(spin-echo;SE)현상을 이용한 MRI 영상기법 중 고속 촬영이 가능한 영상기술을 의미한다. 스핀에코 방식의 촬영은 다양한 MRI 촬영 환경에서 가장 외부 요인의 영향을 적게 받는 영상기술 중에 하나이다. 보통 스핀에코(SE)로써 통용할 수도 있다. 가장 안정적이며 정확하게 영상기반으로 대상 물질의 T1시간을 측정하기 위해 사용되는 MRI 촬영방법중 하나이다.
- [0051] 구체적인 촬영 방법은 반전회복(IR) 펄스를 사용하면 수소 스핀들이 열적평형 상태인 +M0에서 180도 회전하여 -M0로 반전된다. 이 후 촬영하는 시간을 조절하는데 이 시간을 TI(inversion time)이라고 명칭한다. IR 펄스 후 영상을 획득을 시작하는 시간 간격을 의미한다.

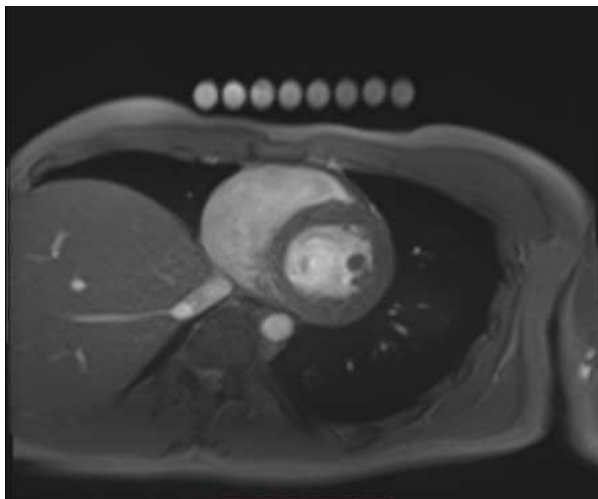
- [0052] T1시간에 따라서 반전 수소스핀들이 +M0로 회복하는 정도가 달라진다. 이에 따라서 MRI 영상들의 대조도가 달라진다. T1시간에 따라 촬영된 영상들을 정렬하고 화소단위로 신호의 변화를 관찰하면 기하함수적인 커브를 얻을 수 있다.
- [0053] 이 커브는 2 parameter 모델 또는 3 parameter 모델로 표현할 수 있다. 보통은 3 parameter 모델을 이용하여 curve fitting을 하고, T1시간을 측정하게 된다. 모든 영상 화소에 적용할 경우 T1 지도 영상(T1 map)을 얻게 된다.
- [0054] IR+TSE는 대상의 T1 시간을 측정하는데 가장 정확한 결과를 기대할 수 있지만, T1시간을 달리하는 최소 6개 이상의 영상획득이 필요하므로 30분~1시간 정도로 촬영시간이 아주 길기 때문에 심장과 같이 움직임이 많은 장기에서는 신뢰성 있는 T1 측정이 불가능하다.
- [0055] MOLLI(Modified Look-Lock Inversion recovery) 영상기술은 IR+TSE 방법의 긴 촬영 시간을 15초 이내로 단축시킨 영상기술로서, 심장의 T1시간을 짧은 시간에 비교적 정확하게 측정할 수 있는 대표적인 영상기술이다. 하지만 심장의 경우 사람마다 다른 호흡 주기와 심장 박동 주기를 갖기 때문에 T1 측정값이 불균일하고 촬영 장비나 방법에 따라서 측정된 T1값에 불확도를 가질 수 있다.
- [0056] 본 발명의 일 실시예에서 T1을 측정하는 방법은 상기 방식에 따른 측정 방법이며, T1을 측정하는 방법은 다양할 수 있음을 밝혀둔다. 그리고 MRI 제조사마다 영상기술의 이름을 조금씩 다르게 사용하기도 한다.
- [0057] 도 7을 참조하면, 본 발명의 교정 함수는 다음과 같이 도출된다.
- [0058] 상기의 소급성이 확보된 NMR 또는 IR+TSE방법 등으로 측정한 표준화팬텀의 T1시간을 기준 T1시간(Ground-Truth: 실제값)으로 사용한다.
- [0059] 심장 T1 촬영 영상기술인 MOLLI로 T1 표준화팬텀과 같이 촬영한 심장 T1-지도 영상에서 각 기준물질의 T1 값을 측정할 수 있다. 측정된 T1 시간에는 환자 고유의 심장 박동을 포함한 다양한 외부 촬영 변수가 반영되어 측정된다.
- [0060] T1 표준화팬텀에서 측정된 기준 T1시간과 MOLLI로 얻어진 T1 시간을 2차 다항식으로 커브 피팅(curve fitting) 도 7의 그래프와 같은 교정함수를 얻을 수 있다.
- [0061] 교정전의 T1-지도의 각 화소마다 교정함수를 적용하면 교정후의 T1-지도를 구할 수 있다.
- [0062] 상술한 영문 약자는 다음과 같다.
- [0063] TSE: Turbo spin echo
- [0064] MOLLI: Modified Look-Locker Inversion Recovery. (Messroghli, Daniel R., et al. "Modified Look-Locker inversion recovery (MOLLI) for high-resolution T1 mapping of the heart." *Magnetic resonance in medicine* 52.1 (2004): 141-146.)
- [0065] 이상과 같이 본 발명의 실시 예들에 대하여 설명하였으나, 이를 기초로 해당 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 청구범위에 기재된 본 발명의 본질적인 기술 사상으로부터 벗어나지 않는 범위 내에서, 구성 요소의 부가, 변경, 삭제 또는 추가 등에 의해 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시킬 수 있을 것이며, 이 또한 본 발명의 권리범위 내에 포함된다.

도면

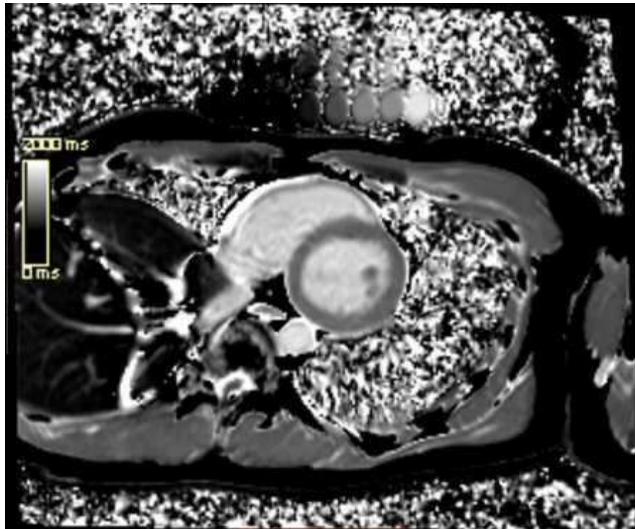
도면1



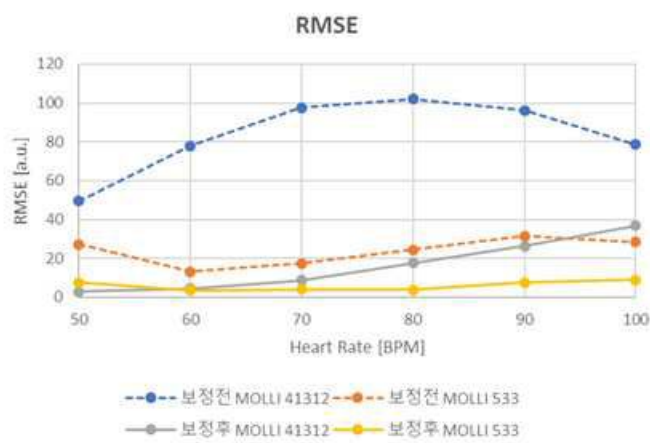
도면2



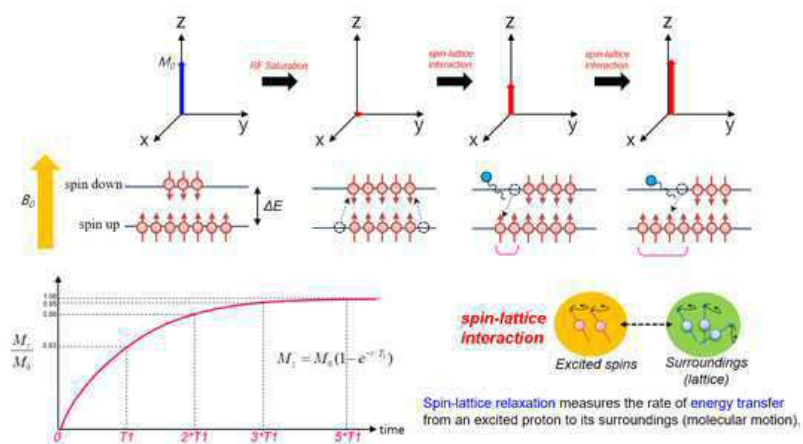
도면3



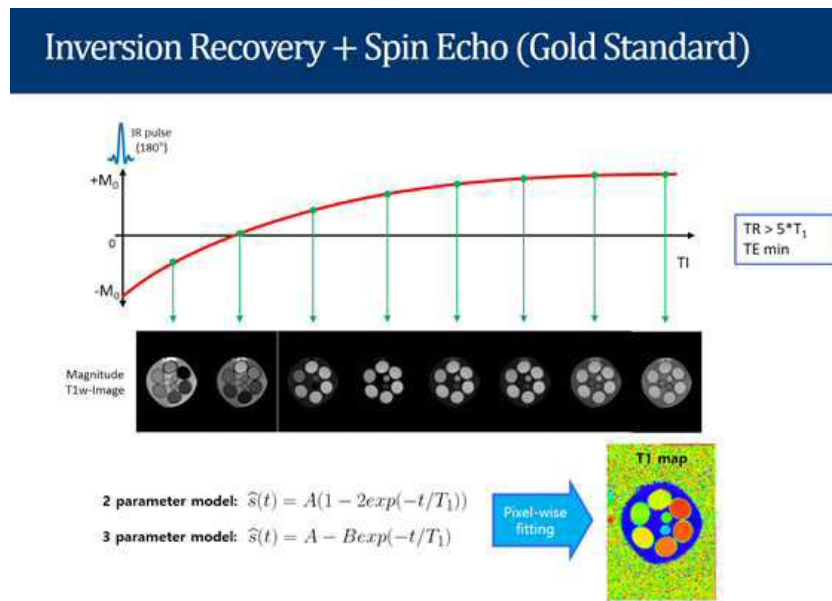
도면4



도면5



도면6



도면7

