



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2021년04월05일  
(11) 등록번호 10-2235880  
(24) 등록일자 2021년03월30일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/055 (2006.01) G06T 5/00 (2019.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 5/055 (2021.01)  
G06T 5/001 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2019-0025102  
(22) 출원일자 2019년03월05일  
심사청구일자 2019년03월05일  
(65) 공개번호 10-2020-0106639  
(43) 공개일자 2020년09월15일  
(56) 선행기술조사문헌  
KR1020140103770 A\*  
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자  
한국표준과학연구원  
대전 유성구 가정로 267(가정동, 한국표준과학연구원)  
주식회사 팬토믹스  
서울특별시 강서구 공항대로 247, 비동 1224호  
(마곡동, 쿼츠파크나인)  
(72) 발명자  
최병욱  
서울특별시 송파구 올림픽로 435, 228동 1804호  
(신천동, 파크리오)  
김관기  
인천광역시 서구 고산로 13, 202동 204호 (원당동, 원당2차금호어울림아파트)  
(뒷면에 계속)

(74) 대리인  
박정우, 특허법인우인, 이장훈

전체 청구항 수 : 총 14 항

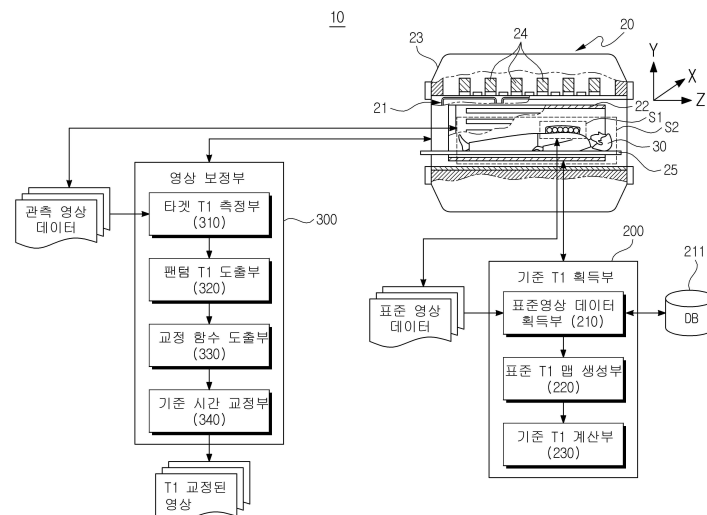
심사관 : 최석규

(54) 발명의 명칭 부착형 팬텀을 이용한 의료 영상 보정 장치 및 방법

(57) 요약

본 발명에 따르면, 의료 영상을 획득하고자 하는 관측 대상 부위에 위치하게 되며, 피검자의 신체에 부착되는 모사 팬텀, 상기 모사 팬텀에 대하여 상기 모사 팬텀만의 기준 T1을 미리 획득하기 위한 기준 T1 획득부, 상기 기준 T1을 기반으로 교정함수를 도출하고, 도출된 상기 교정함수를 이용하여 상기 모사 팬텀이 부착된 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵을 보정하는 영상 보정부부를 포함하여 정량적인 진단 기준을 제공함으로써 영상진단기기로부터 획득된 값을 교정하는 부착형 팬텀을 이용한 의료 영상 보정 장치 및 방법이 개시된다.

대표도



(52) CPC특허분류

G06T 2207/10088 (2013.01)

(72) 발명자

**조효민**

대전광역시 유성구 문지로 22, 102동 503호 (도룡동, 우성아파트)

**이창우**

대전광역시 서구 청사서로 41, 101동 501호 (월평동, 백합아파트)

**안봉영**

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

(56) 선행기술조사문헌

KR1020160089741 A\*

JP2017500122 A\*

KR1020150128607 A\*

US20180242944 A1\*

\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호

1711077535

부처명

과학기술정보통신부

과제관리(전문)기관명

한국연구재단

연구사업명

바이오.의료기술개발(R&D)

연구과제명

의료데이터 신뢰성 향상 기술 개발

기 여 율

1/2

과제수행기관명

한국표준과학연구원

연구기간

2018.11.01 ~ 2019.04.30

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호

1711077536

부처명

과학기술정보통신부

과제관리(전문)기관명

한국연구재단

연구사업명

바이오.의료기술개발(R&D)

연구과제명

의료데이터 임상적 유용성 검증 및 인공지능 플랫폼 구축

기 여 율

1/2

과제수행기관명

연세대학교

연구기간

2018.11.01 ~ 2019.04.30

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

의료 영상을 획득하고자 하는 관측 대상 부위에 위치하게 되며, 피검자의 신체에 부착되는 모사 팬텀;

상기 모사 팬텀에 대하여 상기 모사 팬텀만의 기준 T1을 미리 획득하기 위한 기준 T1 획득부;

상기 기준 T1을 기반으로 교정함수를 도출하고, 도출된 상기 교정함수를 이용하여 상기 모사 팬텀이 부착된 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵을 보정하는 영상 보정부;를 포함하며,

상기 기준 T1 획득부는, 상기 모사 팬텀을 상기 의료 영상을 촬영하는 MRI의 촬영 중심(ISO-Center)에 위치시키고, 역전 시간(Inversion Time, TI)을 다르게 설정하여 다수개의 표준 영상 데이터를 획득하는 표준 영상 데이터 획득부;

획득한 상기 표준 영상 데이터를 역전 복원 신호( $S_{3p}$ )에 대한 3-파라미터 맞춤 모델에 적용하여 표준 T1맵을 생성하는 표준 T1맵 생성부;

상기 표준 T1맵의 표준 T1값들의 평균을 계산하여 상기 모사 팬텀의 상기 기준 T1을 계산하는 기준 T1 계산부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 보정 장치.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 영상 보정부는,

상기 모사 팬텀이 부착된 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상에서, MOLLI(modified Look-Locker Inversion recovery) 시퀀스를 이용하여 상기 관측 영상의 T1 맵을 획득하고, 상기 모사 팬텀에 해당하는 영역을 제외한 상기 관측 대상 부위에 대한 타겟 영역의 타겟 T1을 측정하는 타겟 T1 측정부;

획득한 상기 관측 영상의 T1 맵에서 상기 모사 팬텀이 부착된 영역을 다수의 샘플 영역으로 지정하고, 상기 다수의 샘플 영역에 해당하는 T1 값의 평균값을 계산하여 관측 영상에서 상기 모사 팬텀의 영역의 팬텀 T1을 도출하는 팬텀 T1 도출부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 보정 장치.

#### 청구항 3

삭제

#### 청구항 4

제2항에 있어서,

상기 영상 보정부는,

상기 모사 팬텀의 상기 기준 T1과 상기 팬텀 T1 도출부에서 도출된 상기 팬텀 T1을 이용하여 상기 교정함수를 도출하는 교정 함수 도출부;

상기 교정 함수를 이용하여 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵의 상기 타겟 영역의 타겟 T1을 픽셀 바이 픽셀(pixel-by-pixel)로 교정하는 기준시간 교정부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 보정 장치.

#### 청구항 5

제4항에 있어서,

상기 교정 함수 도출부는,

상기 팬텀 T1 도출부에서 도출된 상기 팬텀 T1을 가로축으로 설정하고, 상기 모사 팬텀만의 기준 T1을 세로축으

로 설정하여, 최소 자승 방법으로 회귀 분석하여 상기 교정 함수를 도출하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 보정 장치.

#### 청구항 6

제4항에 있어서,

상기 기준시간 교정부는,

상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵의 상기 타겟 영역의 각 위치에서의 상기 타겟 T1을 상기 교정 함수에 입력하여 교정하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 보정 장치.

#### 청구항 7

제1항에 있어서,

상기 모사 팬텀은,

서로 다른 물질 농도로 구성되는 다수개의 튜브들을 포함하는 조직 모사부;

상기 튜브들의 하단에 위치하며, 상기 피검자의 신체에 밀착되어 부착되도록 마련되는 밀착부; 및

상기 조직 모사부의 외측에 위치하며, 상기 피검자의 신체의 일부를 덮을 수 있도록 제작되는 RF 왜곡 보정 패드부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 보정 장치.

#### 청구항 8

서로 다른 물질 농도로 구성되는 다수개의 튜브들을 포함하는 조직 모사부;

상기 튜브들의 하단에 위치하며, 피검자의 신체에 밀착되어 부착되도록 마련되는 밀착부; 및

상기 조직 모사부의 외측에 위치하며, 상기 피검자의 신체의 일부를 덮을 수 있도록 제작되는 RF 왜곡 보정 패드부;를 포함하며,

상기 조직 모사부는, 상기 서로 다른 물질 농도로 구성되는 다수개의 튜브들이 일렬로 배치되는 구조이며, 상기 다수개의 튜브들 사이에 위치하여 서로 이웃하는 튜브 간을 연결하는 연결부;를 포함하고,

상기 연결부는 유연한 재질을 포함하여 상기 튜브 간의 연결이 고정되지 않고 상기 피검자의 신체의 굴곡에 맞춰 이동할 수 있도록 하는 것을 특징으로 하는 모사 팬텀.

#### 청구항 9

삭제

#### 청구항 10

제8항에 있어서,

상기 다수개의 튜브들의 상기 서로 다른 물질 농도는, T1 자기이완율이 서로 다른 농도이며,

상기 T1의 범위는 200ms 내지 2000ms 이며,

상기 조직 모사부는  $\text{NiCl}_2$  또는 요오드 성분을 포함하는 것을 특징으로 하는 모사 팬텀.

#### 청구항 11

제8항에 있어서,

상기 RF 왜곡 보정 패드부는,

상기 RF 왜곡 보정 패드부의 내측에 RF 필드(RF field)의 왜곡을 줄일 수 있는 초음파 젤(Ultrasound gel) 또는  $\text{MnCl}_2$ 를 포함하는 물질로 채워지는 것을 특징으로 하는 모사 팬텀.

#### 청구항 12

제8항에 있어서,

상기 밀착부는,

상기 피검자의 신체에 부착될 수 있는 부착구조를 포함하여, 상기 피검자가 이동하는 경우에도 위치가 고정되고, 상기 다수개의 튜브들이 상기 피검자의 신체에 빈틈없이 부착되도록 하는 것을 특징으로 하는 모사 팬텀.

### 청구항 13

타겟 T1 측정부가 모사 팬텀이 부착된 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상에서, MOLLI(modified Look-Locker Inversion recovery) 시퀀스를 이용하여 상기 관측 영상의 T1 맵을 획득하고, 상기 관측 대상 부위에 대한 타겟 영역의 타겟 T1을 측정하는 단계;

팬텀 T1 도출부가 획득한 상기 관측 영상의 T1 맵에서 상기 모사 팬텀이 부착된 영역을 다수의 샘플 영역으로 지정하고, 상기 다수의 샘플 영역에 해당하는 T1 값의 평균값을 계산하여 관측 영상에서 상기 모사 팬텀의 영역의 팬텀 T1을 도출하는 단계;

기준 T1 획득부가 상기 모사 팬텀에 대하여 상기 모사 팬텀만의 기준 T1을 미리 획득하는 단계;를 포함하며,

상기 기준 T1을 미리 획득하는 단계는, 표준 영상 데이터 획득부가 상기 모사 팬텀을 의료 영상을 촬영하는 MRI의 촬영 중심(ISO-Center)에 위치시키고, 역전 시간(Inversion Time, TI)을 다르게 설정하여 다수개의 표준 영상 데이터를 획득하는 단계;

표준 T1맵 생성부가 획득한 상기 표준 영상 데이터를 역전 복원 신호( $S_{3p}$ )에 대한 3-파라미터 맞춤 모델에 적용하여 표준 T1맵을 생성하는 단계;

기준 T1 계산부가 상기 표준 T1맵의 표준 T1값들의 평균을 계산하여 상기 모사 팬텀의 상기 기준 T1을 계산하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 보정 방법.

### 청구항 14

삭제

### 청구항 15

제13항에 있어서,

교정 함수 도출부가 상기 모사 팬텀의 상기 기준 T1과 상기 팬텀 T1 도출부에서 도출된 상기 팬텀 T1을 이용하여 상기 교정 함수를 도출하는 단계;

기준시간 교정부가 상기 교정 함수를 이용하여 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵의 상기 타겟 영역의 타겟 T1을 픽셀 바이 픽셀(pixel-by-pixel)로 교정하는 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 보정 방법.

### 청구항 16

제15항에 있어서,

상기 교정 함수를 도출하는 단계는,

상기 팬텀 T1 도출부에서 도출된 상기 팬텀 T1을 가로축으로 설정하고, 상기 모사 팬텀만의 기준 T1을 세로축으로 설정하여, 최소 자승 방법으로 회귀 분석하여 상기 교정 함수를 도출하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 보정 방법.

### 청구항 17

제15항에 있어서,

상기 타겟 T1을 픽셀 바이 픽셀(pixel-by-pixel)로 교정하는 단계는,

상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵의 상기 타겟 영역의 각 위치에서의 상기 타겟 T1을

상기 교정 함수에 입력하여 교정하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 보정 방법.

## 발명의 설명

### 기술 분야

[0001] 본 발명은 의료 영상 보정 장치 및 방법에 관한 것으로, 특히 자기공명 영상을 보정하는 의료 영상 보정 장치 및 방법이다.

### 배경 기술

[0002] 의료용 팬텀은 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.

[0003] 의료영상의 패러다임이 정성적 진단방식에서 정량적 진단방식으로 변화하고 있으나 의료영상을 획득하는 영상진단기기, 영상 재구성 후처리 알고리즘, 환자에 따른 촬영 조건의 변화에 따라 동일한 대상에 대한 정량적인 값의 차이가 있으며 이는 진단결과에 중대한 영향을 미친다.

[0004] 이에 따라, 정량적인 진단 기준을 제공함으로써 영상진단기기로부터 획득된 값을 교정하는 체계가 필요하다.

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

[0005] 본 발명은 부착형 팬텀을 이용한 의료 영상 보정 장치 및 방법으로 의료 영상을 획득하고자 하는 관측 대상 부위에 위치하게 되며, 상기 피검자의 신체에 부착되는 모사 팬텀, 상기 모사 팬텀에 대하여 상기 모사 팬텀만의 기준 T1을 미리 획득하기 위한 기준 T1 획득부, 상기 기준 T1을 기반으로 교정함수를 도출하고, 도출된 상기 교정함수를 이용하여 상기 모사 팬텀이 부착된 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵을 보정하는 영상 보정부를 포함하여 정량적인 진단 기준을 제공함으로써 영상진단기기로부터 획득된 값을 교정하는 데 그 목적이 있다.

[0006] 또한, 피검자와 팬텀 데이터를 동시에 획득함으로써 측정되는 정량적인 측정값에 대한 절대적인 기준을 기반으로 다양한 제조업체의 영상진단기기 측정값을 기준 값으로 교정하여 사용하는 데 또 다른 목적이 있다.

[0007] 본 발명의 명시되지 않은 또 다른 목적들은 하기의 상세한 설명 및 그 효과로부터 용이하게 추론할 수 있는 범위 내에서 추가적으로 고려될 수 있다.

### 과제의 해결 수단

[0008] 상기 과제를 해결하기 위해, 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 보정 장치는, 의료 영상을 획득하고자 하는 관측 대상 부위에 위치하게 되며, 상기 피검자의 신체에 부착되는 모사 팬텀, 상기 모사 팬텀에 대하여 상기 모사 팬텀만의 기준 T1을 미리 획득하기 위한 기준 T1 획득부, 상기 기준 T1을 기반으로 교정함수를 도출하고, 도출된 상기 교정함수를 이용하여 상기 모사 팬텀이 부착된 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵을 보정하는 영상 보정부를 포함한다.

[0009] 여기서, 상기 영상 보정부는, 상기 모사 팬텀이 부착된 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상에서, MOLLI(modified Look-Locker Inversion recovery) 시퀀스를 이용하여 상기 관측 영상의 T1 맵을 획득하고, 상기 관측 대상 부위를 타겟으로 한 상기 타겟 영역의 타겟 T1을 측정하는 타겟 T1 측정부, 획득한 상기 관측 영상의 T1 맵에서 상기 모사 팬텀이 부착된 영역을 다수의 샘플 영역으로 지정하고, 상기 다수의 샘플 영역에 해당하는 T1 값의 평균값을 계산하여 관측 영상에서 상기 모사 팬텀 영역의 팬텀 T1을 도출하는 팬텀 T1 도출부를 포함한다.

[0010] 여기서, 상기 기준 T1 획득부는, 상기 모사 팬텀을 상기 의료 영상을 촬영하는 MRI의 촬영 중심(ISO-Center)에 위치시키고, 역전 시간(Inversion Time, TI)을 다르게 설정하여 다수개의 표준 영상 데이터를 획득하는 표준 영상 데이터 획득부, 획득한 상기 표준 영상 데이터를 역전 복원 신호( $S_{sp}$ )에 대한 3-파라미터 맞춤 모델에 적용하여 표준 T1맵을 생성하는 표준 T1맵 생성부, 상기 표준 T1맵의 표준 T1값들의 평균을 계산하여 상기 모사 팬텀

의 상기 기준 T1을 계산하는 기준 T1 계산부를 포함한다.

- [0011] 여기서, 상기 영상 보정부는, 상기 모사 팬텀의 상기 기준 T1과 상기 팬텀 T1 도출부에서 도출된 상기 팬텀 T1을 이용하여 상기 교정 함수를 도출하는 교정 함수 도출부, 상기 교정 함수를 이용하여 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵의 상기 타겟 영역의 타겟 T1을 픽셀 바이 픽셀(pixel-by-pixel)로 교정하는 기준시간 교정부를 포함한다.
- [0012] 여기서, 상기 교정 함수 도출부는, 상기 팬텀 T1 도출부에서 도출된 상기 팬텀 T1을 가로축으로 설정하고, 상기 모사 팬텀만의 기준 T1을 세로축으로 설정하여, 최소 자승 방법으로 회귀 분석하여 상기 교정 함수를 도출한다.
- [0013] 여기서, 상기 기준시간 교정부는, 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵의 상기 타겟 영역의 각 위치에서의 상기 타겟 T1을 상기 교정 함수에 입력하여 교정한다.
- [0014] 여기서, 상기 모사 팬텀은, 서로 다른 물질 농도로 구성되는 다수개의 튜브들을 포함하는 조직 모사부, 상기 튜브들의 하단에 위치하며, 상기 피검자의 신체에 밀착되어 부착되도록 마련되는 밀착부 및 상기 조직 모사부의 외측에 위치하며, 상기 피검자 신체의 일부를 덮을 수 있도록 제작되는 RF 외곽 보정 패드부를 포함한다.
- [0015] 본 발명의 일 실시예에 따른 모사 팬텀은, 서로 다른 물질 농도로 구성되는 다수개의 튜브들을 포함하는 조직 모사부, 상기 튜브들의 하단에 위치하며, 상기 피검자의 신체에 밀착되어 부착되도록 마련되는 밀착부 및 상기 조직 모사부의 외측에 위치하며, 상기 피검자 신체의 일부를 덮을 수 있도록 제작되는 RF 외곽 보정 패드부를 포함한다.
- [0016] 여기서, 상기 조직 모사부는, 상기 서로 다른 물질 농도로 구성되는 다수개의 튜브들이 일렬로 배치되는 구조이며, 상기 다수개의 튜브들 사이에 위치하여 서로 이웃하는 튜브 간을 연결하는 연결부를 포함하고, 상기 연결부는 유연한 재질을 포함하여 상기 튜브 간의 연결이 고정되지 않고 상기 피검자의 신체의 굴곡에 맞춰 이동할 수 있다.
- [0017] 여기서, 상기 다수개의 튜브들의 상기 서로 다른 물질 농도는, T1 자기이완율이 서로 다른 농도이며, 상기 T1의 범위는 상기 피검자의 신체에서 측정 가능한 범위인 지방(200ms)에서 순수한 물(2000ms)에 해당하는 범위이다.
- [0018] 여기서, 상기 RF 외곽 보정 패드부는, 상기 RF 외곽 보정 패드부의 내측에 RF 필드(RF field)의 외곽을 줄일 수 있는 초음파 젤(Ultrasound gel) 또는  $MnCl_2$ 를 포함하는 물질로 채워진다.
- [0019] 여기서, 상기 밀착부는, 상기 피검자의 신체에 부착될 수 있는 부착구조를 포함하여, 상기 피검자가 이동하는 경우에도 위치가 고정되고, 상기 다수개의 튜브들이 상기 피검자의 신체에 빈틈없이 부착되도록 한다.
- [0020] 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 보정 방법은, 타겟 T1 측정부가 모사 팬텀이 부착된 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상에서, MOLLI(modified Look-Locker Inversion recovery) 시퀀스를 이용하여 상기 관측 영상의 T1 맵을 획득하고, 상기 관측 대상 부위를 타겟으로 한 상기 타겟 영역의 타겟 T1을 측정하는 단계, 팬텀 T1 도출부가 획득한 상기 관측 영상의 T1 맵에서 상기 모사 팬텀이 부착된 영역을 다수의 샘플 영역으로 지정하고, 상기 다수의 샘플 영역에 해당하는 T1 값의 평균값을 계산하여 관측 영상에서 상기 모사 팬텀 영역의 팬텀 T1을 도출하는 단계, 기준 T1 획득부가 상기 모사 팬텀에 대하여 상기 모사 팬텀만의 기준 T1을 미리 획득하는 단계를 포함한다.
- [0021] 여기서, 상기 기준 T1을 미리 획득하는 단계는, 표준 영상 데이터 획득부가 상기 모사 팬텀을 상기 의료 영상을 촬영하는 MRI의 촬영 중심(ISO-Center)에 위치시키고, 역전 시간(Inversion Time, TI)을 다르게 설정하여 다수개의 표준 영상 데이터를 획득하는 단계, 표준 T1맵 생성부가 획득한 상기 표준 영상 데이터를 역전 복원 신호( $S_{3p}$ )에 대한 3-파라미터 맞춤 모델에 적용하여 표준 T1맵을 생성하는 단계, 기준 T1 계산부가 상기 표준 T1맵의 표준 T1값들의 평균을 계산하여 상기 모사 팬텀의 상기 기준 T1을 계산하는 단계를 포함한다.
- [0022] 여기서, 교정 함수 도출부가 상기 모사 팬텀의 상기 기준 T1과 상기 팬텀 T1 도출부에서 도출된 상기 팬텀 T1을 이용하여 상기 교정 함수를 도출하는 단계, 기준시간 교정부가 상기 교정 함수를 이용하여 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵의 상기 타겟 영역의 타겟 T1을 픽셀 바이 픽셀(pixel-by-pixel)로 교정하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 보정 방법.
- [0023] 여기서, 상기 교정 함수를 도출하는 단계는, 상기 팬텀 T1 도출부에서 도출된 상기 팬텀 T1을 가로축으로 설정하고, 상기 모사 팬텀만의 기준 T1을 세로축으로 설정하여, 최소 자승 방법으로 회귀 분석하여 상기 교정 함수를 도출한다.

[0024] 여기서, 상기 타겟 T1을 픽셀 바이 픽셀(pixel-by-pixel)로 교정하는 단계는, 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵의 상기 타겟 영역의 각 위치에서의 상기 타겟 T1을 상기 교정 함수에 입력하여 교정한다.

### 발명의 효과

[0025] 이상에서 설명한 바와 같이 본 발명의 실시예들에 의하면, 의료 영상을 획득하고자 하는 관측 대상 부위에 위치하게 되며, 상기 피검자의 신체에 부착되는 모사 팬텀, 상기 모사 팬텀에 대하여 상기 모사 팬텀만의 기준 T1을 미리 획득하기 위한 기준 T1 획득부, 상기 기준 T1을 기반으로 교정함수를 도출하고, 도출된 상기 교정함수를 이용하여 상기 모사 팬텀이 부착된 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵을 보정하는 영상 보정부부를 포함하여 정량적인 진단 기준을 제공함으로써 영상진단기기로부터 획득된 값을 교정할 수 있다.

[0026] 또한, 피검자와 팬텀 데이터를 동시에 획득함으로써 측정되는 정량적인 측정값에 대한 절대적인 기준을 기반으로 다양한 제조업체의 영상진단기기 측정값을 기준 값으로 교정하여 사용할 수 있다.

[0027] 이에 따라, 환자데이터 획득 전 팬텀만 놓고 교정을 한 경우 보다 환자마다 다른 촬영 환경의 변화를 반영할 수 있어 더욱 정확한 교정 값을 얻을 수 있다.

[0028] 여기에서 명시적으로 언급되지 않은 효과라 하더라도, 본 발명의 기술적 특징에 의해 기대되는 이하의 명세서에서 기재된 효과 및 그 잠정적인 효과는 본 발명의 명세서에 기재된 것과 같이 취급된다.

### 도면의 간단한 설명

[0029] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 부착형 팬텀을 이용한 의료 영상 보정 장치를 나타내는 도면이다.  
 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 보정 장치의 모사 팬텀을 나타내는 도면이다.  
 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 모사 팬텀의 위치를 설명하기 위한 도면이다.  
 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 모사 팬텀을 같이 촬영한 CINE 영상과 T1 맵 영상을 나타낸 것이다.  
 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 표준 T1맵을 생성하는 방법과 생성된 표준 T1맵을 나타낸 것이다.  
 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 교정 함수를 나타내는 도면이다.  
 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 관측 영상의 T1 맵의 보정 전과 보정 후를 나타내는 도면이다.  
 도 8은 본 발명의 다양한 실시예에 따른 적용 부위에 따른 모사 팬텀의 부착 형상을 나타내는 도면이다.  
 도 9 및 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 부착형 팬텀을 이용한 의료 영상 보정 방법을 나타내는 흐름도이다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0030] 이하, 본 발명에 관련된 부착형 팬텀을 이용한 의료 영상 보정 장치 및 방법에 대하여 도면을 참조하여 보다 상세하게 설명한다. 그러나, 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며, 설명하는 실시예에 한정되는 것이 아니다. 그리고, 본 발명을 명확하게 설명하기 위하여 설명과 관계없는 부분은 생략되며, 도면의 동일한 참조부호는 동일한 부재임을 나타낸다.

[0031] 이하의 설명에서 사용되는 구성요소에 대한 접미사 "모듈" 및 "부"는 명세서 작성의 용이함만이 고려되어 부여되거나 혼용되는 것으로서, 그 자체로 서로 구별되는 의미 또는 역할을 갖는 것은 아니다.

[0032] 본 발명은 부착형 팬텀을 이용한 의료 영상 보정 장치 및 방법에 관한 것이다.

[0033] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 부착형 팬텀을 이용한 의료 영상 보정 장치를 나타내는 도면이다.

[0034] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 부착형 팬텀을 이용한 의료 영상 보정 장치(10)는 모사 팬텀(100), 기준 T1 획득부(200), 영상 보정부(300)를 포함한다. MRI 장치(20)는 자석 조립체(23), 메인 자석(24), 구배 코일 조립체(21), 및 RF 코일 조립체(22) 포함한다. 피검자(30), 즉, 환자는 자기장이 상기 피검자(30)에 침대(25)위에 위치된다.

[0035] 본 발명의 일 실시예에 따른 부착형 팬텀을 이용한 의료 영상 보정 장치(10)는 자기공명영상장치(MRI)에서 촬영



된 진단 영상을 보정하는 장치이다.

- [0036] 자기공명영상장치(MRI)는 질병의 진단에서 해부학적인 단층 영상과 더불어 조직의 분자환경에 따른 자기이완시간(T1, T2)의 변화로 다양한 진단 영상을 촬영할 수 있다.
- [0037] 최근 MRI기술의 발달로 자기이완율을 짧은 시간 내에 측정할 수 있는 방법의 개발되어 관련 연구가 활발히 진행되고 있다. 특히 최근 심장 질환의 진단은 정량적인 자기이완시간을 이용하여 진단에 활용되고 있다.
- [0038] 하지만, MRI 설치 장소 및 제조사 촬영 방법에 따라서 자기이완시간은 차이를 보이기 때문에 대규모 연구 및 임상 활용에 제한을 갖는다.
- [0039] 본 발명의 일 실시예에 따른 부착형 팬텀을 이용한 의료 영상 보정 장치(10)는 자기이완시간을 표준화하기 위해 기준 자기이완시간을 갖는 물질(이하 기준물질)을 환자에 부착하여 MRI 촬영 시 기준물질을 동시에 촬영한다. 그 후, 장비 및 제조사에 따라 다르게 측정되는 자기이완시간을 기준물질을 통해서 보정할 수 있다.
- [0040] 모사 팬텀(100)은 의료 영상을 획득하고자 하는 관측 대상 부위에 위치하게 되며, 상기 피검자의 신체에 부착된다.
- [0041] 모사 팬텀(100)은, 조직 모사부(110), 밀착부(120), RF 왜곡 보정 패드부(130)를 포함한다.
- [0042] 조직 모사부(110)는 서로 다른 물질 농도로 구성되는 다수개의 튜브들을 포함한다.
- [0043] 밀착부(120)는 상기 튜브들의 하단에 위치하며, 상기 피검자의 신체에 밀착되어 부착되도록 마련된다.
- [0044] RF 왜곡 보정 패드부(130)는 상기 조직 모사부의 외측에 위치하며, 상기 피검자 신체의 일부를 덮을 수 있도록 제작된다.
- [0045] 기준 T1 획득부(200)는 상기 모사 팬텀에 대하여 상기 모사 팬텀만의 기준 T1을 미리 획득한다.
- [0046] 기준 T1 획득부(200)는 표준 영상 데이터 획득부(210), 표준 T1맵 생성부(220), 기준 T1 계산부(230)를 포함한다.
- [0047] 여기서, 표준 영상 데이터는 S1 영역과 비교할, 미리 획득되는 모사 팬텀만의 영상 데이터이다.
- [0048] MRI에서 측정된 T1 시간을 교정하기 위해서는 팬텀의 Ground-Truth 값( $T1_{TRUE}$ )을 알아야 한다. 이를 위하여 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 보정 장치는 두 가지 상황을 고려할 수 있다. 1)  $T1_{TRUE}$ 가 존재하는 경우, 2)  $T1_{TRUE}$ 가 없거나 다른 이유로 측정해야 하는 경우. 1)의 경우, 본 연구에서는 본 부착형 팬텀에 대해서 한국표준과학연구원(KRISS)에서 제공하는 T1값을  $T1_{TRUE}$ 로 설정하다. 2)의 경우,  $T1_{TRUE}$ 를 정의하기 위하여 기준 T1 획득부(200)가 모사 팬텀만의 기준 T1을 획득하기 위한 방법을 수행한다.
- [0049] 표준 영상 데이터 획득부(210)는 상기 모사 팬텀을 상기 의료 영상을 촬영하는 MRI의 촬영 중심(ISO-Center)에 위치시키고, 역전 시간(Inversion Time, TI)을 다르게 설정하여 다수개의 표준 영상 데이터를 획득한다.
- [0050] 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. 촬영 중심(ISO-Center)에서 MRI 자기장의 중심과 RF 코일의 중심 선상에 촬영 대상이 위치한다.
- [0051] 모사 팬텀의 기준 T1을 정확히 측정하기 위하여 MRI 장비의 ISO-Center(MRI와 RF Coil의 중심 위치)에 본 팬텀을 위치하여 외부환경의 영향을 최소화하기 위한 촬영 환경을 설정한다.
- [0052] 모사 팬텀의 상기 기준 T1 (Ground-truth T1,  $T1_{TRUE}$ )을 측정하기 위해 Gold-standard촬영 방법인 Inversion Recovery Turbo Spin Echo(IR+TES)영상기법을 사용하는 것이 바람직하다. 촬영 조건은 TR(Repetition Time)을 충분히 길게, TE(Echo Time)은 가능한 짧게, TI(inversion time)은 T1 회복이 잘 측정될 수 있도록 6 포인트 이상으로 설정하여 촬영하여 기존의 촬영 조건의 영향을 최소화한다.
- [0053] 이에 따라, TI를 달리하여 촬영한 다양한 T1 강조 영상들을 획득할 수 있다.
- [0054] 표준 T1맵 생성부(220)는 획득한 상기 표준 영상 데이터를 역전 복원 신호( $S_{3p}$ )에 대한 3-파라미터 맞춤 모델에 적용하여 표준 T1맵을 생성한다.

- [0055] 구체적으로, 다양한 T1 강조 영상들을 pixel-by-pixel로 curve fitting하여 T1을 계산한다. TI에 따라 촬영시 점이 다양한 T1 강조 영상들에서 특정 위치의 영상신호는 TI 시간에 따라 기하급수적으로 증가하는 곡선으로 나타난다. 이 곡선을 3-parameter model로 회기분석(Curve-Fitting)하여 T1을 계산한다. 모든 pixel위치에서의 T1을 계산하여 각 pixel위치에서 T1이 계산된 T1맵 영상을 생성한다.
- [0056] 기준 T1 계산부(230)는 상기 표준 T1맵의 표준 T1값들의 평균을 계산하여 상기 모사 팬텀의 상기 기준 T1을 계산한다.
- [0057] 각 pixel위치에서 T1이 계산된 T1맵 영상을 이용하여 T1맵에서 본 모사 팬텀의 각 샘플 안의 T1 값을 평균하여 기준 T1을 계산한다. 이에 따라, 모사 팬텀의 각 샘플별 T1 측정치를 얻을 수 있다.
- [0058] 영상 보정부(300)는 상기 기준 T1을 기반으로 교정함수를 도출하고, 도출된 상기 교정함수를 이용하여 상기 모사 팬텀이 부착된 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵을 보정한다.
- [0059] 여기서, 관측 영상 데이터는 S1 영역을 포함하는 모사 팬텀과 관측 대상 부위가 함께 촬영되는 S2 영역의 데이터이다.
- [0060] 영상 보정부(300)는 타겟 T1 측정부(310), 팬텀 T1 도출부(320), 교정 함수 도출부(330), 기준시간 교정부(340)를 포함한다.
- [0061] 타겟 T1 측정부(310)는 상기 모사 팬텀이 부착된 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상에서, 반전 펄스(inversion pulse)에 의해 역전되지만 그 후 또 다른 반전 펄스에 의해 영상을 얻는 방식을 이용하여 상기 관측 영상의 T1 맵을 획득하고, 상기 관측 대상 부위를 타겟으로 한 상기 타겟 영역의 타겟 T1을 측정한다.
- [0062] 구체적으로, MOLLI(modified Look-Locker Inversion recovery) 시퀀스를 이용하여 상기 관측 영상의 T1 맵을 획득하고, 상기 관측 대상 부위를 타겟으로 한 상기 타겟 영역의 타겟 T1을 측정한다.
- [0063] 모사 팬텀을 환자의 촬영부위에 올려 놓고 심장의 T1을 측정하기 위해 MOLLI (Modified Look-Locker Inversion Recovery)영상 기법으로 T1맵 영상을 획득하게 된다.
- [0064] MOLLI (Modified Look-Locker Inversion Recovery)영상 기법은 T1 값을 정량화하기 위한 방법이다. 구체적으로, MOLLI기법은 반전 펄스(inversion pulse)에 의해 역전되지만 그 후 또 다른 반전 펄스에 의해 영상들을 얻을 수 있다.
- [0065] 위와 같이 얻은 영상들을 프로그램에 의해 자동(inline)으로 움직임 보상(motion correction)하여 T1 맵핑을 할 수 있다.
- [0066] MOLLI 영상기술은 IR+TSE 방법의 긴촬영 시간을 15초이내로 단축시킨 영상기술으로써 심장의 T1시간을 짧은 시간에 비교적 정확하게 측정할 수 있는 대표적인 영상기술이다. 하지만 심장의 경우 사람마다 다른 호흡 주기와 심장 박동 주기를 갖기 때문에 T1 측정 값이 불균일하고 촬영 장비나 방법에 따라서 측정된 T1값에 bias를 가질 수 있다.
- [0067] 이에 따라, 본 발명의 일 실시예에 따른 교정 함수 도출부(330)와 기준시간 교정부(340)를 이용하여 T1을 교정하여 영상을 보정하는 방법을 수행한다.
- [0068] 팬텀 T1 도출부(320)는 획득한 상기 관측 영상의 T1 맵에서 상기 모사 팬텀이 부착된 영역을 다수의 샘플 영역으로 지정하고, 상기 다수의 샘플 영역에 해당하는 T1 값의 평균값을 계산하여 관측 영상에서 상기 모사 팬텀 영역의 팬텀 T1을 도출한다.
- [0069] 촬영된 MOLLI의 T1맵 영상은 촬영 동안에 발생하는 여러 외부환경에 의해 기준 T1( $T1_{TRUE}$ )값 보다 보통 작은 값으로 측정된다. 이 외부환경의 영향은 모사 팬텀에도 반영되어 오차가 발생하게 된다. 부착형 팬텀의 각 샘플 위치에 해당하는 T1값의 평균값을 계산하여 팬텀 T1( $T1_{MOLLI}$ )를 측정한다. 이에 따라, 환자와 함께 촬영된 부착형 팬텀의 팬텀 T1( $T1_{MOLLI}$ ) 측정치를 얻을 수 있다.
- [0070] 교정 함수 도출부(330)는 상기 모사 팬텀의 상기 기준 T1과 상기 팬텀 T1 도출부에서 도출된 상기 팬텀 T1을 이용하여 상기 교정 함수를 도출한다.
- [0071] 구체적으로, 팬텀 T1 도출부에서 도출된 상기 팬텀 T1을 가로축으로 설정하고, 상기 모사 팬텀만의 기준 T1을 세로축으로 설정하여, 최소 자승 방법으로 회귀 분석하여 상기 교정 함수를 도출한다.

- [0072] 즉 MOLLI로 촬영된 T1맵의 각 pixel 위치에서 T1 값을  $F_{corr}$ 에 입력하여 T1을 교정한다.
- [0073] 기준시간 교정부(340)는 상기 교정 함수를 이용하여 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵의 상기 타겟 영역의 타겟 T1을 픽셀 바이 픽셀(pixel-by-pixel)로 교정한다.
- [0074] 구체적으로, 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵의 상기 타겟 영역의 각 위치에서의 상기 타겟 T1을 상기 교정 함수에 입력하여 교정한다.
- [0075] 여기서, T1은 높은 에너지 준위에서 열적 평형상태의 낮은 에너지 준위로 일부의 회복에 소요되는 시간이다. 자기공명현상은 보통 수소원자(proton, 양성자)을 대상으로 설명하며, 전하를 가진 입자가 회전을 하면 하나의 작은 자석으로 생각을 할 수 있고 이것을 스핀(spin)이라고 한다. 수소 스핀들이 외부 자기장에 노출이 되면 제이만 효과(Zeeman effect)로 자기장이 가해지는 방향(낮은 에너지 준위)과 반대방향(높은 에너지 준위)으로 정렬되고, 이 상태에서 전자기파 펄스를 가해주는 동안 낮은 에너지 준위의 스핀들은 전자기파 에너지를 흡수하여 높은 에너지 준위로 이동한다. 전자기파 펄스가 끝나면, 높은 에너지 준위의 스핀들은 자기가 받은 전자기파 에너지를 주변(lattice)으로 전달하면서 전자기파 펄스를 경험하기 이전에 낮은 에너지 준위로 이동하게 된다. T1 시간은 에너지를 전달 받는 주변(lattice)환경에 따라서 달라지게 된다. 특히 주변(lattice)의 분자텀블링률(molecular tumbling rate)에 따라서 결정된다. 예를 들어 지방과 같이 분자구조가 클 때에는 텀블링률이 느리기 때문에 T1시간이 짧아지게 되고, 순수한 물과같이 분자구조가 작을 때는 텀블링률이 빠르기 때문에 T1시간이 길어진다. 이러한 조직간 T1시간의 차이는 연부조직 사이의 대조도를 높일 수 있다. 또한 T1 시간을 조절할 수 있는 조영제(Gd,  $NiCl_2$ , Mn계 화합물)는 수소 스핀 주변(lattice)의 환경을 조절할 수 있게 만들어서 조직간에 높은 대조도를 만들 수 있다.
- [0076] 본 발명의 일 실시예에 따른 모사 팬텀(100)은 T1 시간을 조절할 수 있는  $NiCl_2$  화합물을 이용하여 T1시간을 인체의 조직의 T1시간을 모방하도록 제작되었고 MRI 영상기술과 촬영환경에 따른 측정 T1시간의 불균일을 극복하기 위한 기준 물질로써 사용할 수 있다.
- [0077] 모사 팬텀은 환자와 MRI의 RF coil사이에 위치시켜 심장 촬영 시 촬영 영상에 모사 팬텀이 포함되도록 위치한다.
- [0078] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 보정 장치의 모사 팬텀을 나타내는 도면이다.
- [0079] 모사 팬텀(100)은 의료 영상을 획득하고자 하는 관측 대상 부위에 위치하게 되며, 상기 피검자의 신체에 부착된다.
- [0080] 기존의 MRI 팬텀은 영상의 크기, 왜곡, 위치, 해상도, 대조도 등을 평가하는 것에 초점을 맞춰 개발되었고, 또한 기존의 팬텀은 환자와 동시에 촬영하는 개념이 아니라 환자와 따로 촬영하기 때문에 환자에 따른 촬영조건을 정확히 반영하지 못하는 단점이 있다.
- [0081] 본 발명의 일 실시예에 따른 모사 팬텀(100)은 부착형으로 제작되어 환자와 동시에 촬영하므로 환자마다 다른 촬영조건이 정확히 반영할 수 있어 후향적으로 측정된 자기이완시간의 보정이 가능하다.
- [0082] 또한, 기준 물질의 특성 및 촬영 조건에 따라서 MRI, CT 등으로 확장 될 수 있고, 정량적 물질의 종류에 따라서 다양하게 확장이 가능하다.
- [0083] 모사 팬텀(100)은, 조직 모사부(110), 밀착부(120), RF 왜곡 보정 패드부(130)를 포함한다.
- [0084] 조직 모사부(110)는 서로 다른 물질 농도로 구성되는 다수개의 튜브들(111)을 포함한다.
- [0085] 조직 모사부(110)는 상기 서로 다른 물질 농도로 구성되는 다수개의 튜브들이 일렬로 배치되는 구조이며, 상기 다수개의 튜브들 사이에 위치하여 서로 이웃하는 튜브 간을 연결하는 연결부(113)를 포함하고, 연결부(113)는 유연한 재질을 포함하여 상기 튜브 간의 연결이 고정되지 않고 상기 피검자의 신체의 굴곡에 맞춰 이동할 수 있다.
- [0086] 다수개의 튜브들(111)은 환자의 체형, 촬영 부위, 촬영 장비(CT, MRI)의 영상 해상도를 고려한 길이와 내경으로 설계되며, 예를 들어 심장MRI의 경우 내경(D) 1~3cm, 길이 10~20cm로 제작되어, 심장을 촬영하는 범위에 맞게 제작되는 것이 바람직하다.
- [0087] 다수개의 튜브들(111)은 윗면(115)이 원형인 원기둥 형상으로 제작될 수도 있으며, 상단부(112)와 하단부가 묶

여진 형태로 제작될 수도 있다.

- [0088] 또한, 환자의 체형, 촬영 부위, 촬영 장비(CT, MRI)를 고려하여 사각형, 원통형 등으로 변경이 가능하다. 심장 MRI의 경우에는 병렬로 연결된 원통형 튜브 문치인 것이 바람직하다.
- [0089] 다수개의 튜브들(111)의 상기 서로 다른 물질 농도는, T1 자기이완율이 서로 다른 농도이며, 상기 T1의 범위는 상기 피검자의 신체에서 측정 가능한 범위인 지방(200ms)에서 순수한 물(2000ms)에 해당하는 범위이다.
- [0090] 서로 다른 물질 농도는 장비에서 측정 가능한 물리량의 범위를 갖도록 다양한 물질 농도로 구성되며 예를들어, 심장MRI에 사용되는 경우 T1 자기이완율이 다른 8개의  $\text{NiCl}_2 + \text{Water}$  농도로 구성된다. T1의 범위는 인체에서 측정 가능한 범위 즉 지방(200ms)에서 순수한 물(2000ms)에 해당하는 T1 범위이며. 다중에너지CT의 예로는 다양한 요오드의 농도로 구성하여 적용되는 것이 바람직하다.
- [0091] 구체적으로, 순도 99.9995 %의 염화니켈 (Nickel chloride:  $\text{NiCl}_2$ )을 회석하여 T1 범위 20 ~2000 ms 신호를 나타내는 기준물질을 포함한다.
- [0092] 온도와 자장세기에 영향을 받는 염화니켈 용액내 물 양성자 이완율을 이용한다. 니켈의 영향을 받는 물 양성자 T1 값은 상온에서 온도, 자장 세기, MRI 기기의 전형적인 공명주파수에 덜 의존적이다. 이러한 특성 때문에 염화니켈 용액은 정량적 표준 교정물질로 사용된다.
- [0093] 다수개의 튜브들(111)은 외면이 파손 및 외부 환경에 내용물이 직접 노출되지 않도록 제작되는 막으로 패키징된다. 또한 보호와 환자 옷 또는 환자 피부에 붙이거나 올려놓을 수 있는 형태의 패키지도 있다.
- [0094] 튜브의 재질은, 내용물에 따른 화학적 안정성이 확보되는 재질 및 3D printing이 가능한 재질로 이루어지는 것이 바람직하다.
- [0095] 밀착부(120)는 상기 튜브들의 하단에 위치하며, 상기 피검자의 신체에 밀착되어 부착되도록 마련된다.
- [0096] 밀착부(120)는 상기 피검자의 신체에 부착될 수 있는 부착구조를 포함하여, 상기 피검자가 이동하는 경우에도 위치가 고정되고, 상기 다수개의 튜브들이 상기 피검자의 신체에 빈틈없이 부착되도록 한다.
- [0097] RF 왜곡 보정 패드부(130)는 상기 조직 모사부의 외측에 위치하며, 상기 피검자 신체의 일부를 덮을 수 있도록 제작된다.
- [0098] RF 왜곡 보정 패드부(130)는 내측에 RF 필드(RF field)의 왜곡을 줄일 수 있는 초음파 젤(Ultrasound gel) 또는  $\text{MnCl}_2$ 를 포함하는 물질로 채워진다.
- [0099] 패키지 안쪽 또는 주위에 RF field distortion을 줄일 수 있는 물질로 채워진다. MRI의 자기장이 높아질 수록 파장이 짧아지므로 MRI 영상의 균일성이 떨어진다. 본 발명의 일 실시예에 따른 RF 왜곡 보정 패드부(130)는 이것을 해결하기 위해 Dielectric pad를 사용하여 해결할 수 있다.
- [0100] RF 왜곡 보정 패드부(130)를 적용하면 환자의 불편감 없이 사용이 가능하고 동시에 영상화질을 높일 수 있으며, 모사 팬텀의 균일도도 높일 수 있다.
- [0101] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 모사 팬텀의 위치를 설명하기 위한 도면이다.
- [0102] 도 3의 (a) 및(b)를 참조하면, 모사 팬텀(100)은 환자와 MRI의 RF coil사이에 위치시켜 심장 촬영 시 촬영 영상에 모사 팬텀이 포함되도록 위치한다.
- [0103] 구체적으로, 환자와 코일 사이에 모사 팬텀이 위치하며, 모사 팬텀은 신체의 중심축 상에 위치되는 것이 바람직하다.
- [0104] 기울임 각도는 심장 long axis에 수직이 되도록 40 내지 50도 기울여서 위치한다.
- [0105] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 모사 팬텀을 같이 촬영한 CINE 영상과 T1 맵 영상을 나타낸 것이다.
- [0106] 도 4의 (a)는 모사 팬텀을 같이 촬영한 CINE 영상이고, 도 4의 (b)는 T1 맵 영상을 나타낸 것이다.
- [0107] 도 4의 (b)에 나타난 바와 같이, 모사 팬텀(100)을 환자의 촬영부위에 올려 놓고 심장(31)의 T1을 측정하기 위해 MOLLI (Modified Look-Locker Inversion Recovery)영상 기법으로 T1 맵 영상을 획득하게 된다.
- [0108] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 표준 T1 맵을 생성하는 방법과 생성된 표준 T1 맵을 나타낸 것이다.



- [0109] 표준 T1맵 생성부(220)는 획득한 상기 표준 영상 데이터를 역전 복원 신호( $S_{3p}$ )에 대한 3-파라미터 맞춤 모델에 적용하여 표준 T1맵을 생성한다.
- [0110] 표준 T1맵 생성부(220)는 다양한 T1효과를 가지는 영상들을 IR+TSE를 이용하여 다양한 T1효과의 영상을 만들고 이 영상들을 화소 단위로 curve fitting을 통하여 T1값을 추정한다.
- [0111] 구체적으로, 다양한 T1 강조 영상들을 pixel-by-pixel로 curve fitting하여 T1을 계산한다. TI에 따라 촬영시 점이 다양한 T1 강조 영상들에서 특정 위치의 영상신호는 TI 시간에 따라 기하급수적으로 증가하는 곡선으로 나타난다. 이 곡선을 3-parameter model로 회기분석(Curve-Fitting)하여 T1을 계산한다. 모든 pixel위치에서의 T1을 계산하여 각 pixel위치에서 T1이 계산된 T1맵 영상을 생성한다.
- [0112] IR+TSE는 IR(inversion recovery) RF pulse를 사용하여 T1 강조효과를 줄 수 있는 영상기법 중 하나이다.
- [0113] TSE(Turbo Spin Echo)는 스핀에코(spin-echo;SE)현상을 이용한 MRI 영상기법 중 고속 촬영이 가능한 영상기술이다. 스핀에코 방식의 촬영은 다양한 MRI 촬영 환경에서 가장 외부 요인의 영향을 적게 받는 영상기술 중에 하나로 보통 스핀에코(SE)로써 통용할 수도 있다.
- [0114] 가장 안정적이며 정확하게 영상기반으로 대상 물질의 T1시간을 측정할 수 있다. 구체적인 촬영 방법은 IR pulse를 사용하면 수소스핀들이 열적평형 상태에서 +M0에서 180도 회전하여 -M0로 반전된다. 이 후 촬영하는 시간을 조절하는데 이 시간을 TI(inversion time)이라고 명칭하며 IR pulse 후 영상을 획득을 시작하는 시간 간격을 의미한다. TI시간에 따라서 반전 수소 스핀들이 +M0로 회복하는 정도가 달라지는데 이에 따라서 MRI 영상들의 대조도가 달라지게 된다. 도 5의 (a)에 나타난 바와 같이, TI시간에 따라 촬영된 영상들을 정렬하고 화소단위로 신호의 변화를 관찰하면 기하급수적인 커브를 얻을 수 있는데 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 도 5의 (b)에 나타난 바와 같이, T1 지도 영상(T1맵)을 얻게 된다.
- [0115] 또한, 본 발명의 또 다른 일 실시예에 따르면, NMR을 이용하여 모사 팬텀만의 T1 시간을 기준 T1으로 사용할 수도 있다. NMR은 자기장 내에서 원자핵의 자기모멘트에 특정한 외부의 에너지가 작용하여 그 에너지를 흡수하고 다른 에너지 준위로 전이하는 현상이다. 또한, 본 실시예는 주로 자기 공명 영상에 대한 보정을 중심으로 기술되었지만, 본 발명에서 제시한 방법이 CT 기반의 영상에도 적용될 수 있음을 당업자는 이해할 수 있다.
- [0116] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 교정 함수를 나타내는 도면이다.
- [0117] 교정 함수 도출부(330)는 상기 모사 팬텀의 상기 기준 T1과 상기 팬텀 T1 도출부에서 도출된 상기 팬텀 T1을 이용하여 상기 교정 함수를 도출한다.
- [0118] 구체적으로, 팬텀 T1 도출부에서 도출된 상기 팬텀 T1을 가로축으로 설정하고, 상기 모사 팬텀만의 기준 T1을 세로축으로 설정하여, 최소 자승 방법으로 회귀 분석하여 상기 교정 함수를 도출한다.
- [0119] MOLLI로 측정된 T1 값을 교정하기 위한 교정함수를 생성하기 위하여 측정 결과를 도 6에 나타난 바와 같이 고차 다항식으로 최소자승방법으로 회귀분석하여 교정함수( $F_{corr}$ )를 계산한다.
- [0120] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 관측 영상의 T1 맵의 보정 전과 보정 후를 나타내는 도면이다.
- [0121] 기준시간 교정부(340)는 상기 교정 함수를 이용하여 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵의 상기 타겟 영역의 타겟 T1을 픽셀 바이 픽셀(pixel-by-pixel)로 교정한다.
- [0122] 도 7의 (a)는 교정전의 T1맵이며, 도 7의 (b)는 교정후의 T1맵이다. 교정전의 T1맵에서 각 화소마다 교정함수를 적용하면 교정후의 T1맵을 구할 수 있다.
- [0123] 교정전의 T1맵은 심장 T1 촬영 영상기술인 MOLLI로 T1 모사 팬텀과 같이 촬영한 심장 T1맵 영상에서 각 기준물질의 T1 값을 측정할 수 있다. 측정된 T1 값에는 환자 고유의 심장 박동을 포함한 다양한 외부 촬영 변수가 반영되어 측정된다.
- [0124] 구체적으로, 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵의 상기 타겟 영역의 각 위치에서의 상기 타겟 T1을 상기 교정 함수에 입력하여 교정한다.
- [0125] MRI로 심장의 T1 이완 시간을 측정하기 위한 방법들은 다양하지만 반전회복 RF 펄스를 이용한 영상기술이 가장 널리 사용된다. 반전회복펄스를 사용하면 항정상태의 순자화를 반전시킨 이후 지수곡선 형태로 이완되는 순자화

를 시간에 따라 촬영하여 T1 이완 시간을 측정할 수 있다. 하지만 심장의 T1값을 측정하기 위해서는 환자가 호흡을 멈출 수 있는 15초이내에 심장박동에 동기하여 촬영하여야 한다. 이러한 제한점은 반전이완이 완전히 회복될 때까지의 충분한 시간을 확보하기 어려우며, 환자의 협조나 심장박동수등의 촬영 조건에 따라서 T1값이 달라지게 된다. 또한 심장의 T1 이완 시간을 측정하는 영상기술, MRI 장비제조사와 MRI 설치 위치에 따라 T1측정 결과는 달라질 수 있다.

- [0126] 기존의 팬텀으로는 환자와 별개로 촬영되기 때문에 T1측정 영상기법과 가상의 심장박동에 따른 변화를 관찰하는 것은 가능하지만, 환자가 MRI안에서 촬영할 때와 동일한 효과를 가질 수 없다. 가장 좋은 방법은 환자가 촬영을 마친 후 동일한 위치와 조건으로 촬영하는 방법이 있으나 촬영시간이 증가하고, 환자의 심장박동이나 촬영 조건을 동일하게 맞추는 것은 역시 불가능하므로 잠재적 오차가 존재한다.
- [0127] 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 보정 장치는 모사 팬텀을 환자와 MRI 코일사이에 부착하여 환자의 심장 가까이에서 동일한 조건으로 T1값을 측정할 수 있다. 환자와 같이 촬영되어 측정된 팬텀의 T1시간과 gold-standard 방법으로 측정된 팬텀의 T1시간을 이용하면 개별 환자마다 T1시간을 ground-truth로 교정 할 수 있는 함수를 생성할 수 있어, 더욱 정확하고 표준화된 T1이완시간을 기대할 수 있다.
- [0128] 도 8은 본 발명의 다양한 실시예에 따른 적용 부위에 따른 모사 팬텀의 부착 형상을 나타내는 도면이다.
- [0129] 도 8의 (a), (b), (c)를 참조하면, 모사 팬텀(100)은 제1 부위(33), 제2 부위(34), 제3 부위(35) 등 다양한 신체 부위에 부착 가능하며, 밀착 부위가 곡선인 경우 휘어지게 설계되어 빈틈 없이 부착될 수 있다.
- [0130] 모사 팬텀(100)은, 조직 모사부(110), 밀착부(120), RF 왜곡 보정 패드부(130)를 포함한다.
- [0131] 조직 모사부(110)는 상기 서로 다른 물질 농도로 구성되는 다수개의 튜브들이 일렬로 배치되는 구조이며, 상기 다수개의 튜브들 사이에 위치하여 서로 이웃하는 튜브 간을 연결하는 연결부(113)를 포함하고, 연결부(113)는 유연한 재질을 포함하여 상기 튜브 간의 연결이 고정되지 않고 상기 피검자의 신체의 굴곡에 맞춰 이동할 수 있다.
- [0132] 다수개의 튜브들(111)은 환자의 체형, 촬영 부위, 촬영 장비(CT, MRI)의 영상 해상도를 고려한 길이와 내경으로 설계되며, 예를 들어 심장MRI의 경우 내경(D) 1~3cm, 길이 10~20cm로 제작되어, 심장을 촬영하는 범위에 맞게 제작되는 것이 바람직하다.
- [0133] 다수개의 튜브들(111)은 윗면(115)이 원형인 원기둥 형상으로 제작될 수도 있으며, 상단부(112)와 하단부가 묶여진 형태로 제작될 수도 있다.
- [0134] 또한, 환자의 체형, 촬영 부위, 촬영 장비(CT, MRI)를 고려하여 사각형, 원통형 등으로 변경이 가능하다. 심장 MRI의 경우에는 병렬로 연결된 원통형 튜브 묶어진 것이 바람직하다.
- [0135] 밀착부(120)는 상기 튜브들의 하단에 위치하며, 상기 피검자의 신체에 밀착되어 부착되도록 마련된다.
- [0136] 밀착부(120)는 상기 피검자의 신체에 부착될 수 있는 부착구조를 포함하여, 상기 피검자가 이동하는 경우에도 위치가 고정되고, 상기 다수개의 튜브들이 상기 피검자의 신체에 빈틈없이 부착되도록 한다.
- [0137] 도 9 및 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 부착형 팬텀을 이용한 의료 영상 보정 방법을 나타내는 흐름도이다.
- [0138] 도 9를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 부착형 팬텀을 이용한 의료 영상 보정 방법은, 타겟 T1 측정부가 타겟 영역의 타겟 T1을 측정하는 단계(S100)에서 시작한다.
- [0139] 구체적으로, 단계 S100에서 타겟 T1 측정부가 모사 팬텀이 부착된 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상에서, MOLLI(modified Look-Locker Inversion recovery) 시퀀스를 이용하여 상기 관측 영상의 T1 맵을 획득하고, 상기 관측 대상 부위를 타겟으로 한 상기 타겟 영역의 타겟 T1을 측정한다.
- [0140] 단계 S200에서 팬텀 T1 도출부가 획득한 상기 관측 영상의 T1 맵에서 상기 모사 팬텀이 부착된 영역을 다수의 샘플 영역으로 지정하고, 상기 다수의 샘플 영역에 해당하는 T1 값의 평균값을 계산하여 관측 영상에서 상기 모사 팬텀 영역의 팬텀 T1을 도출한다.
- [0141] 단계 S300에서 모사 팬텀의 기준 T1이 존재하는지 판단하며, 단계 S400에서 기준 T1 획득부가 상기 모사 팬텀에 대하여 상기 모사 팬텀만의 기준 T1을 미리 획득한다.
- [0142] 단계 S500에서 교정 함수 도출부가 상기 모사 팬텀의 상기 기준 T1과 상기 팬텀 T1 도출부에서 도출된 상기 팬

템 T1을 이용하여 상기 교정 함수를 도출한다.

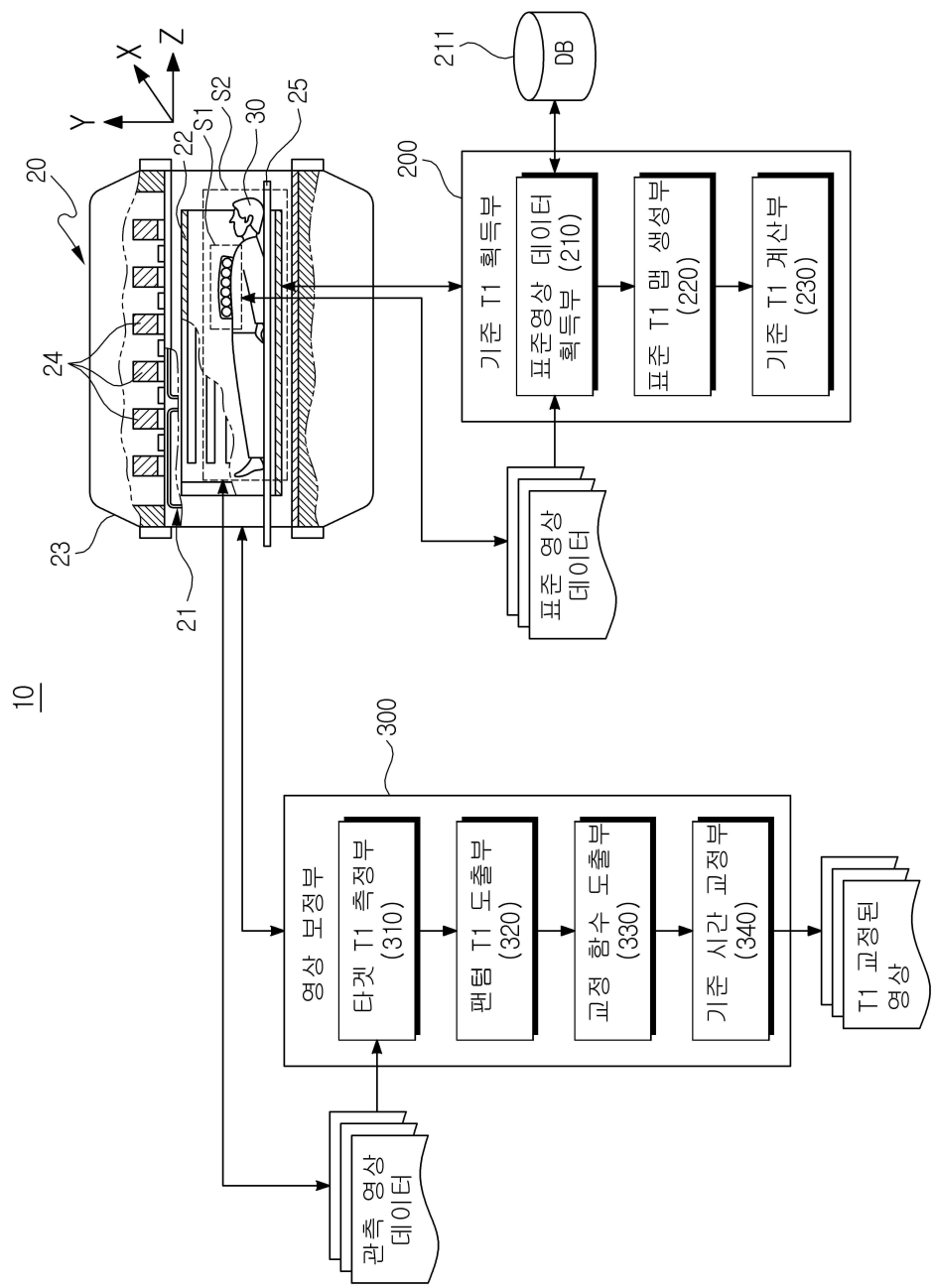
- [0143] 구체적으로, 팬텀 T1 도출부에서 도출된 상기 팬텀 T1을 가로축으로 설정하고, 상기 모사 팬텀만의 기준 T1을 세로축으로 설정하여, 최소 자승 방법으로 회귀 분석하여 상기 교정 함수를 도출한다.
- [0144] 단계 S600에서 기준시간 교정부가 상기 교정 함수를 이용하여 상기 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵의 상기 타겟 영역의 타겟 T1을 픽셀 바이 픽셀(pixel-by-pixel)로 교정한다.
- [0145] 구체적으로, 피검자의 관측 대상 부위를 촬영한 관측 영상의 T1 맵의 상기 타겟 영역의 각 위치에서의 상기 타겟 T1을 상기 교정 함수에 입력하여 교정한다.
- [0146] 도 10을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 기준 T1 획득부가 상기 모사 팬텀에 대하여 상기 모사 팬텀만의 기준 T1을 미리 획득하는 단계는 구체적으로, 단계 S410에서 표준 영상 데이터 획득부가 상기 모사 팬텀을 상기의료 영상을 촬영하는 MRI의 촬영 중심(ISO-Center)에 위치시키고, 역전 시간(Inversion Time, TI)을 다르게 설정하여 다수개의 표준 영상 데이터를 획득한다.
- [0147] 단계 S420에서 표준 T1맵 생성부가 획득한 상기 표준 영상 데이터를 역전 복원 신호(S3p)에 대한 3-파라미터 맞춤 모델에 적용하여 표준 T1맵을 생성한다.
- [0148] 단계 S430에서 기준 T1 계산부가 상기 표준 T1맵의 표준 T1값들의 평균을 계산하여 상기 모사 팬텀의 상기 기준 T1을 계산한다.
- [0149] 본 발명의 일 실시예에 따른 부착형 팬텀을 이용한 의료 영상 보정 장치 및 방법은 정량적 진단 기준이 되는 인체조직을 모사한 기준물질을 제조하고 이를 포함한 팬텀을 인체 부착형으로 개발하여 환자데이터 획득과 동시에 정량적인 진단 기준 값을 제공함으로써 영상진단기기부터 획득된 값을 교정하는 방법에 관한 것이다. 제안한 부착형 팬텀은 튜브형 용기 여러 개가 일렬로 배열된 형태로 구성되어 있다. 각각의 튜브형 용기는 인체조직의 물리량을 모사한 기준물질을 포함한다.
- [0150] 환자데이터 획득 시 해부학적 관심 부위 주변에 부착하여 환자와 팬텀 데이터를 동시에 획득함으로써 측정되는 정량적인 측정값에 대한 절대적인 기준을 제공할 수 있다. 이를 기반으로 다양한 제조업체의 영상진단기기 측정값을 기준 값으로 교정하여 사용할 수 있다. 환자데이터 획득 전 팬텀만 놓고 교정을 한 경우 보다 환자마다 다른 촬영 환경의 변화를 반영할 수 있어 더욱 정확한 교정 값을 얻을 수 있다.
- [0151] 이상의 설명은 본 발명의 일 실시예에 불과할 뿐, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 본질적 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현할 수 있을 것이다. 따라서 본 발명의 범위는 전술한 실시예에 한정되지 않고 특허 청구 범위에 기재된 내용과 동등한 범위 내에 있는 다양한 실시 형태가 포함되도록 해석되어야 할 것이다.

## 부호의 설명

- [0152] 10: 부착형 팬텀을 이용한 의료 영상 보정 장치
- 100: 모사 팬텀
- 110: 조직 모사부
- 120: 밀착부
- 130: RF 왜곡 보정 패드부
- 200: 기준 T1 획득부
- 300: 영상 보정부

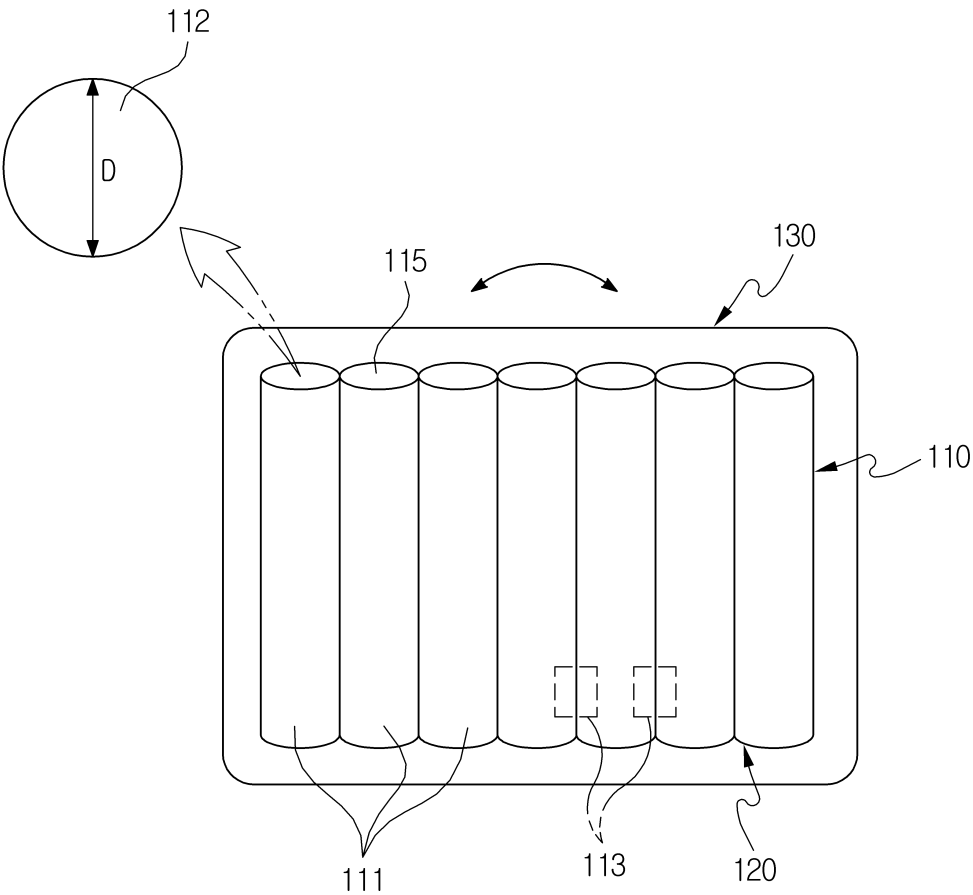
도면

도면1

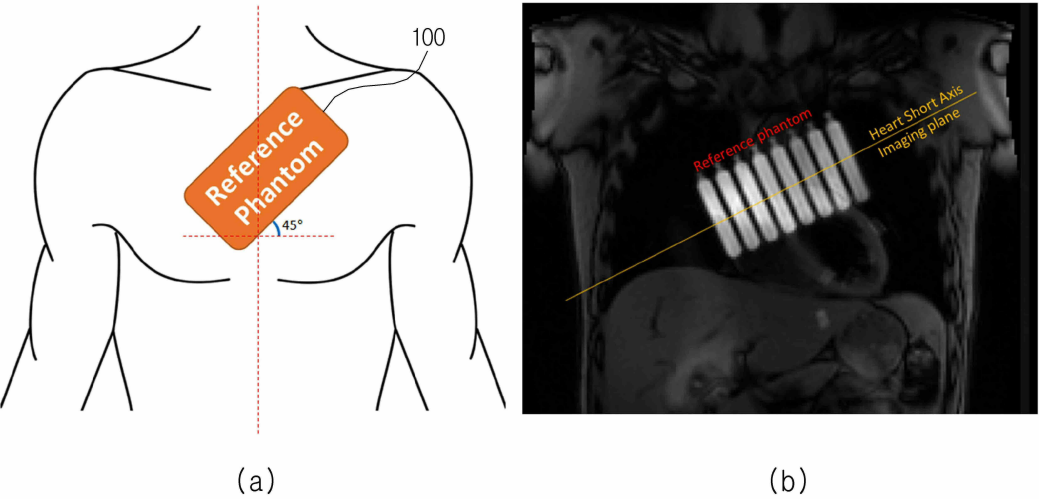




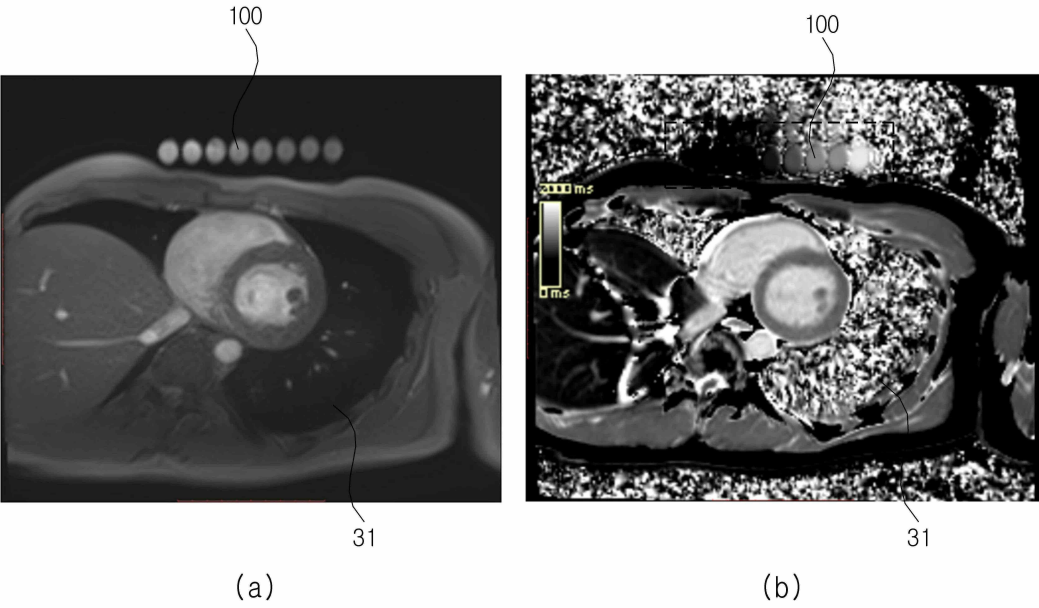
도면2



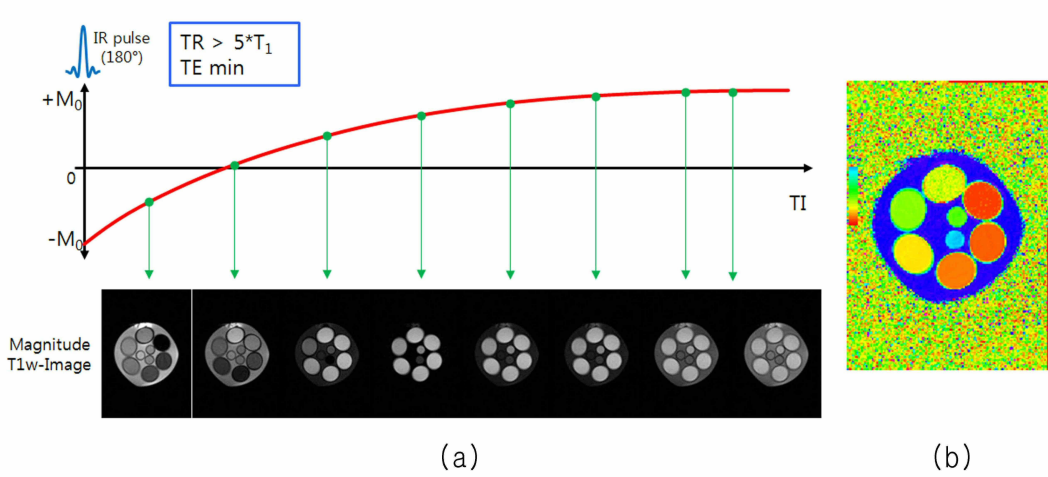
도면3



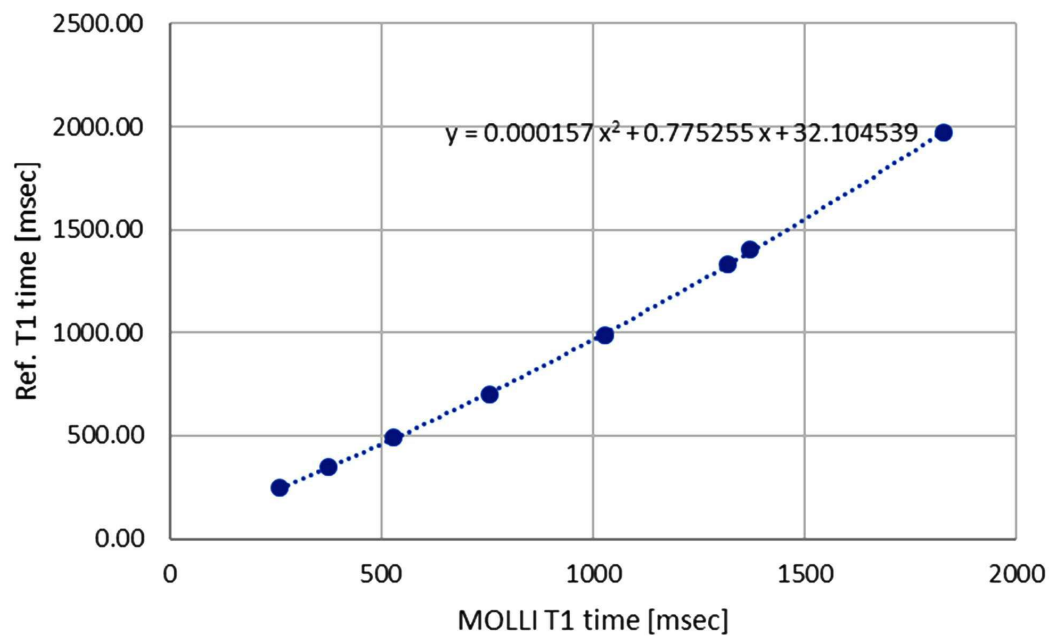
도면4



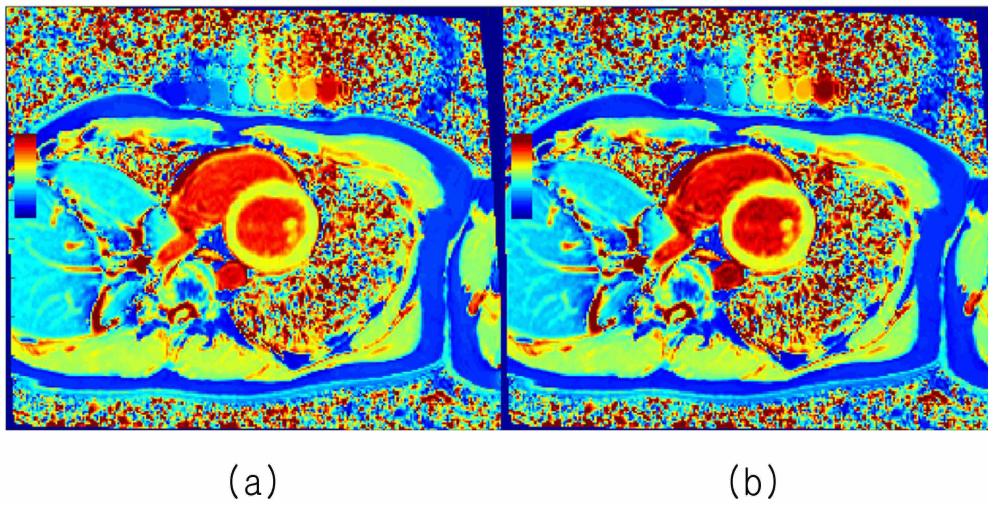
도면5



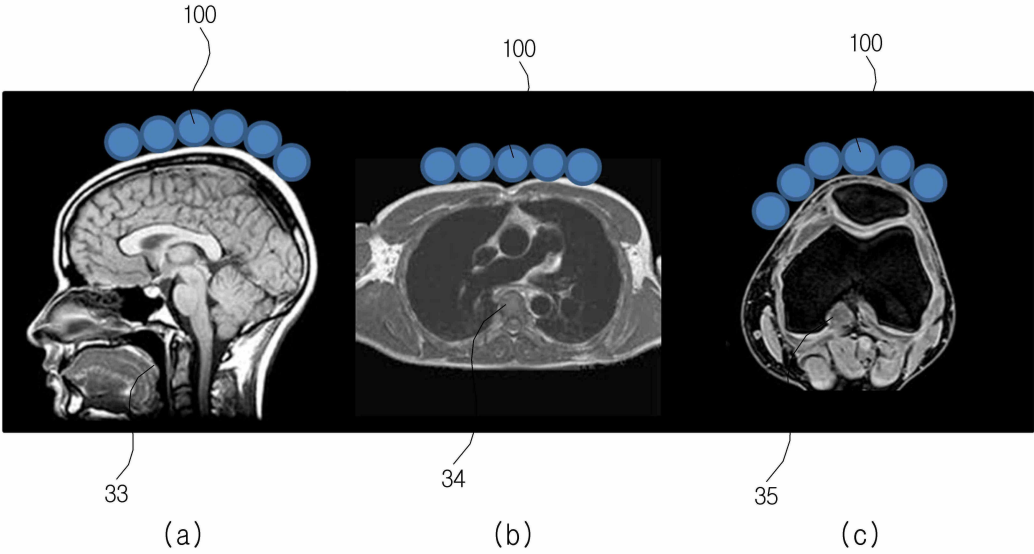
도면6



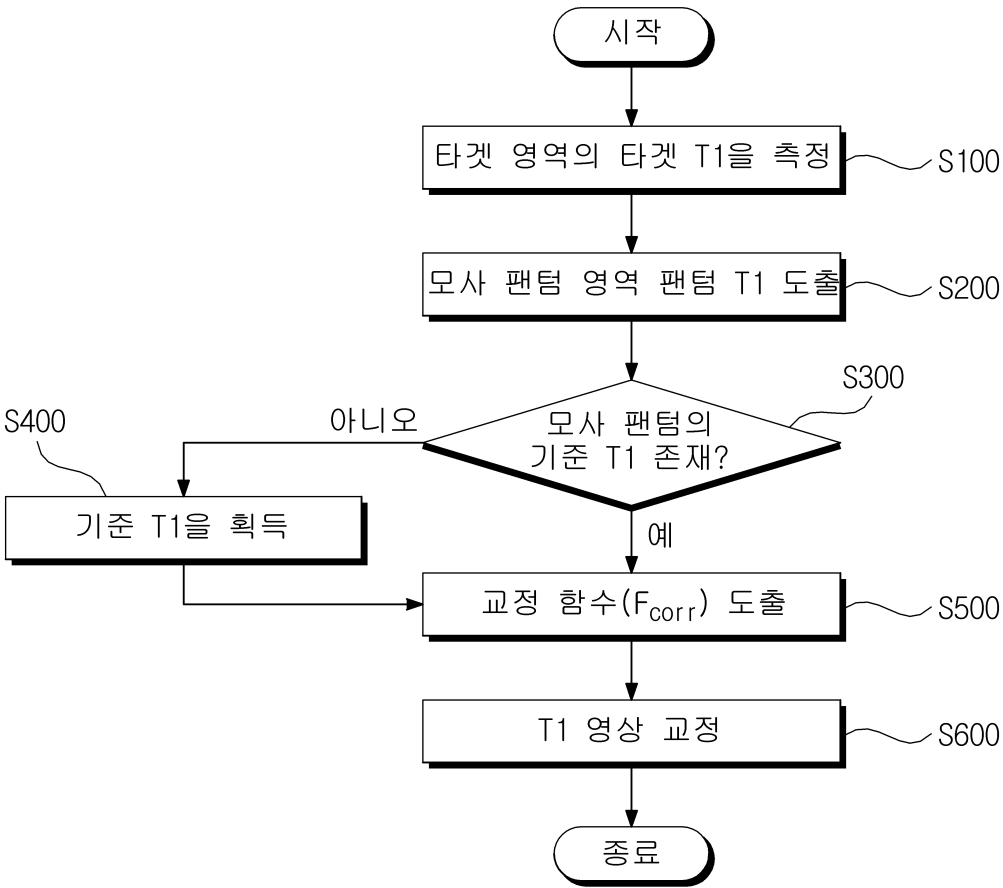
도면7



도면8



도면9



도면10

