



등록특허 10-2369653



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2022년03월07일  
(11) 등록번호 10-2369653  
(24) 등록일자 2022년02월25일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
*A61B 6/00* (2006.01) *G06T 11/00* (2006.01)

*G06T 7/00* (2017.01)

(52) CPC특허분류  
*A61B 6/5264* (2013.01)  
*A61B 6/032* (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2019-7030330  
(22) 출원일자(국제) 2018년03월19일  
심사청구일자 2021년03월16일  
(85) 번역문제출일자 2019년10월15일  
(65) 공개번호 10-2019-0126882  
(43) 공개일자 2019년11월12일  
(86) 국제출원번호 PCT/FI2018/000005  
(87) 국제공개번호 WO 2018/167355  
국제공개일자 2018년09월20일

(30) 우선권주장  
20175244 2017년03월17일 핀란드(FI)

(56) 선행기술조사문헌

US20060058620 A1\*

US20120301004 A1

JP2010508995 A

JP2015518765 A

\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자  
플란메카 오이

핀란드 헬싱키 에프아이-00880 아센타잔카투 6

(72) 발명자  
릴리아 미코  
핀란드 00880 헬싱키 아센타잔카투 6 플란메카 오이 내  
카르후 칼레  
핀란드 00880 헬싱키 아센타잔카투 6 플란메카 오이 (뒷면에 계속)

(74) 대리인  
양영준, 김윤기

전체 청구항 수 : 총 13 항

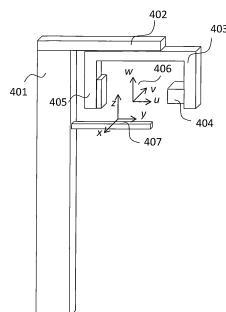
심사관 : 유현석

(54) 발명의 명칭 콘-빔 컴퓨터 단층촬영을 위한 환자 움직임 정정 방법

**(57) 요 약**

X-선 투영 이미지의 획득 동안 X-선 소스 및 검출기의 공간 위치 및 방향을 설명하는 초기 투영 지오메트리 추정의 반복적인 개선에 기초한 콘-빔 컴퓨터 단층촬영을 위한 환자 움직임 정정 방법. X-선 투영 이미지의 획득된 세트는 정정 반복 동안 중간 CBCT 재구성을 계산하기 위해 사용되고, 측정되고 재투영된 X-선 투영 이미지의 유사도를 최대화함으로써 투영-이미지-특정 정정 기하학적 변환이 설정된다. 정정 기하학적 변환은, X-선 투영 이미지의 획득 동안 X-선 소스 및 X-선 검출기의 공간 위치 및 방향에 대응하는 투영-이미지-특정 회전 좌표계에서 결정된다. 최종 CBCT 재구성은 정정된 투영 지오메트리 추정을 사용하여 계산된다.

**대 표 도** - 도4



(52) CPC특허분류

*A61B 6/4085* (2013.01)

*A61B 6/4441* (2013.01)

*A61B 6/466* (2020.08)

*A61B 6/501* (2013.01)

*G06T 11/005* (2013.01)

*G06T 11/006* (2013.01)

*G06T 11/008* (2013.01)

*G06T 7/0012* (2013.01)

*G06T 2207/10081* (2013.01)

(72) 발명자

**라헬마 야코**

핀란드 00880 헬싱키 아센타잔카투 6 플란메카 오  
이 내

**뉘홀름 쿠스타아**

핀란드 00880 헬싱키 아센타잔카투 6 플란메카 오  
이 내

**히어타넨 아리**

핀란드 00880 헬싱키 아센타잔카투 6 플란메카 오  
이 내

---

**뮬러 티모**

핀란드 00880 헬싱키 아센타잔카투 6 플란메카 오  
이 내

**케터넨 사카리**

핀란드 00880 헬싱키 아센타잔카투 6 플란메카 오  
이 내

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

프로세서에 의해 수행되는, 콘-빔 컴퓨터 단층촬영을 위한 환자 움직임 정정 방법으로서,

X-선 소스 및 X-선 검출기를 포함하는 X-선 이미징 수단들을 사용하여 이미지화된 환자의 X-선 투영 이미지들의 세트를 획득하는 단계;

상기 X-선 투영 이미지들의 획득 동안 상기 X-선 소스 및 상기 X-선 검출기의 공간 위치들 및 방향을 설명하는 초기 투영 지오메트리 추정을 형성하는 단계;

상기 X-선 투영 이미지를 및 상기 초기 투영 지오메트리 추정을 사용하여 중간 CBCT 재구성을 계산하는 단계;

상기 X-선 투영 이미지들, 상기 초기 투영 지오메트리 추정, 및 상기 중간 CBCT 재구성에 기초하여 상기 초기 투영 지오메트리 추정을 위한 투영-이미지-특정 정정 기하학적 변환들을 결정하는 단계; 및

상기 X-선 투영 이미지들, 및 상기 결정된 정정 기하학적 변환들에 대응하는 상기 투영 지오메트리의 정정된 추정을 사용하여 최종 CBCT 재구성을 계산하는 단계를 포함하는, 환자 움직임 정정 방법에 있어서,

상기 초기 투영 지오메트리 추정을 위한 상기 정정 기하학적 변환들은 상기 X-선 투영 이미지들의 획득 동안 상기 X-선 소스 및 상기 X-선 검출기의 상기 공간 위치들 및 방향들에 대응하는 투영-이미지-특정 회전 좌표계에서 결정되는 것을 특징으로 하는 방법.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 투영-이미지-특정 회전 좌표계는 상기 X-선 검출기의 픽셀 어레이에 일치시키기 위한 두 개의 수직적인 축들 및 상기 X-선 검출기의 픽셀 어레이의 범선에 일치시키기 위한 제3 수직적인 축을 설정함으로써 정의되는 방법.

#### 청구항 3

제2항에 있어서,

상기 회전 좌표계에서의 기하학적 변환을 상기 초기 투영 지오메트리 추정에 적용함으로써 획득된 재투영된 DRR(Digitally Reconstructed Radiograph)에 기초하여 상기 초기 투영 지오메트리 추정에 대한 상기 투영-이미지-특정 정정 기하학적 변환을 결정하는 단계를 더 포함하는 방법.

#### 청구항 4

제3항에 있어서,

상기 정정 기하학적 변환들은 상기 X-선 투영 이미지들과 상기 중간 CBCT 재구성의 대응하는 재투영된 DRR 사이의 최대 유사도를 찾음으로써 결정되는 방법.

#### 청구항 5

제4항에 있어서,

고정 좌표계에서의 순 변환이 상기 회전 좌표계에서 결정된 상기 정정 기하학적 변환들로부터 차감되고 계산되는 방법.

#### 청구항 6

제5항에 있어서,

상기 고정 좌표계에서의 상기 순 변환은 상기 회전 좌표계로부터 상기 고정 좌표계로 상기 투영-이미지-특정 기

하학적 변환들을 맵핑하고, 이들의 평균을 취함으로써 계산되고, 상기 평균은 상기 고정 좌표계로부터 상기 회전 좌표계로의 맵핑 이후에 상기 기하학적 변환들로부터 차감되는 방법.

#### 청구항 7

제6항에 있어서,

상기 중간 CBCT 재구성의 계산 및 상기 정정 기하학적 변환을 결정하는 단계는 복수 회 반복되고, 각각의 반복 이후의 정정된 투영 지오메트리 추정은 다음의 반복을 위한 새로운 초기 투영 지오메트리 추정으로서 사용되고, 최종 정정된 투영 지오메트리 추정은 마지막으로 적용된 반복의 상기 정정된 투영 지오메트리 추정에 대응하는 방법.

#### 청구항 8

제1항에 있어서,

상기 회전 좌표계에서의 기하학적 변환을 상기 초기 투영 지오메트리 추정에 적용함으로써 획득된 재투영된 DRR에 기초하여 상기 초기 투영 지오메트리 추정에 대한 상기 투영-이미지-특정 정정 기하학적 변환을 결정하는 단계를 더 포함하는 방법.

#### 청구항 9

제1항에 있어서,

상기 정정 기하학적 변환들은 상기 X-선 투영 이미지들과 상기 중간 CBCT 재구성의 대응하는 재투영된 DRR 사이의 최대 유사도를 찾음으로써 결정되는 방법.

#### 청구항 10

제1항에 있어서,

고정 좌표계에서의 순 변환이 상기 회전 좌표계에서 결정된 상기 정정 기하학적 변환들로부터 차감되고 계산되는 방법.

#### 청구항 11

제10항에 있어서,

상기 고정 좌표계에서의 상기 순 변환은 상기 회전 좌표계로부터 상기 고정 좌표계로 상기 투영-이미지-특정 기하학적 변환들을 맵핑하고, 이들의 평균을 취함으로써 계산되고, 상기 평균은 상기 고정 좌표계로부터 상기 회전 좌표계로의 맵핑 이후에 상기 기하학적 변환들로부터 차감되는 방법.

#### 청구항 12

제1항에 있어서,

상기 중간 CBCT 재구성의 계산 및 상기 정정 기하학적 변환을 결정하는 단계는 복수 회 반복되고, 각각의 반복 이후의 정정된 투영 지오메트리 추정은 다음의 반복을 위한 새로운 초기 투영 지오메트리 추정으로서 사용되고, 최종 정정된 투영 지오메트리 추정은 마지막으로 적용된 반복의 상기 정정된 투영 지오메트리 추정에 대응하는 방법.

#### 청구항 13

컴퓨터 프로그램들을 실행하도록 구성되는 적어도 하나의 프로세서; 및

컴퓨터 프로그램들 및 관련 데이터를 저장하도록 구성되는 적어도 하나의 메모리를 포함하는 장치에 있어서,

의료 이미징 장치와 연결 가능하고 제1항에 따른 방법을 수행하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 장치.

### 발명의 설명

### 기술 분야

[0001] 본 발명은 콘-빔(cone-beam) 컴퓨터 단층촬영(tomography) 분야의 환자 움직임 정정 방법에 관한 것이다.

## 배경 기술

[0002] 이하의 개시는 의료 용례를 위한 3차원 X-선 콘-빔 컴퓨터 단층촬영에 관한 것으로, 상이한 각도로부터 획득된 복수의 X-선 투영 이미지는 환자의 해부학적 구조의 3-D 단면 이미지를 재구성하기 위해 사용된다. X-선 튜브(X-선 소스) 및 센서(X-선 검출기)는 획득 각도에 대응하는 공간 궤적을 물리적으로 이동해야하기 때문에, X-선 투영 이미지 획득 기간은 일반적으로 10-30초 정도이다. 이미징 궤적은 일반적으로 회전 및 병진 메커니즘에 의해 실현된다.

[0003] 투영 이미지 측정은 고정된 객체의 공동 등록된 통합된 뷰를 나타내는 것으로 가정되기 때문에, 이미징 궤적은 충분한 정확도로 알려져야 하고, 재구성된 CBCT 이미지가 해부학적 구조에 대해 선명하고 사실적으로 되기 위해 적절한 X-선 투영 이미지 획득 동안 이미지화된 객체가 충분히 고정되어 유지되어야 한다. 이것은 연구된 해부학적 구조를 나타내는 감쇠 분포를 재구성하는데 사용될 수 있는 기하학적으로 일관된 측정치의 세트의 결과를 초래한다. 이러한 가정이 위반될 때마다, 투영 측정치가 상호간에 불일치해짐에 따라 재구성된 이미지의 정확도는 저하된다.

[0004] 최종 이미지의 정확도는 일반적으로 재구성 프로세스에서 만들어진 가정이 실제, 물리적인 이미지 획득 프로세스와 얼마나 정확하게 대응하는지에 의존한다. 각각의 획득된 X-선 이미지에 대응하는 X-선 소스 및 검출기의 추정된 공간적 위치는 CBCT 재구성 프로세스 동안 광선 경로의 계산에 영향을 미친다. 이미징 장치의 고유한 제조 및 작동 공차 및 잠재적 변형으로 인해, 실현된 회전 각도 및 위치는 이미징 궤적의 가정된 형태에 따른 이상적인 값으로부터 벗어나는 경향이 있다. 그러나, 특정 시간 기간 또는 작동 사이클 후에 반복되는 다른 보정 방법을 사용하여 계통 편차가 해결될 수 있다.

[0005] 의료 CBCT 이미징에서, 기하학적 부정확성의 가장 중요한 근원은 X-선 투영 이미지의 획득 동안의 환자의 잠재적 움직임이다. 즉, X-선 투영 이미지의 획득 동안 이미지화된 객체가 움직이면, 광선 측정의 유효 공간 경로가 상호간에 불일치해지게 된다. 환자가 움직이지 않아야 하고 환자에게 정기적으로 그렇게 하지 말아야한다고 지시하는 것이 잘 알려져 있음에도 불구하고, X-선 투영의 획득 동안 환자는 일반적으로 완전히 정지 상태를 유지할 수 없다. 이 문제는 일반적으로 환자를 지지함으로써 해결된다. 그러나 환자를 너무 단단히 지지하는 것은 불편(inconvenient)하고 불쾌(uncomfortable)하다. 또한, 모든 환자의 움직임을 방지하는 것은 일상적인 이미징에는 적용할 수 없는 매우 구속적인 지지를 사용하는 것을 필요로 할 것이다.

[0006] 의료 CBCT 이미징에서, 이상 설명된 두 가지 부정확성은 모든 실제 측정에서 어느 정도 존재한다. 최악의 시나리오에서, 투영 이미지 측정의 결과적인 기하학적 불일치는 방사선 전문의가 이미지 재구성의 품질을 검사한 후에 스캔을 반복하는 것을 요구하게 될 수도 있다. 이는 합리적으로 가능한 한 낮게 유지하는 것을 목표로 하는 X-선 이미지 획득과 관련된 방사선량으로 인해 바람직하지 않다.

[0007] 계산적 접근법은 컴퓨터 단층촬영 이미징에서 기하학적 부정확성의 문제를 해결하기 위해 개발되었다. 문헌에 보고된 접근법에서, 고정 좌표계에서 강성 기하학적 변환에 의한 X-선 소스 및 X-선 검출기의 가상 운동이 투영 이미지 획득 동안 강성 운동을 모델링하고 보상하기 위해 적용되었다. 의료 CBCT 이미징과 관련된 최근의 접근법에서, 이러한 기하학적 변환은 결과적인 CBCT 재구성의 선명도를 최대화함으로써 최적화 된다. 일반적으로 이러한 정정 프로세스는 반복적으로 수행된다.

[0008] CBCT 이미징에서의 본질적인 기하학적 자유도(degrees-of-freedom)가 좌표계에 의해 분리되지 않기 때문에, CBCT 이미징에서, 환자 움직임의 모델링 및 보상을 위해 고정 좌표계를 적용하는 것은 이상적이지 않다. CBCT 이미징 장치에서, X-선 빔이 발산하고 피라미드 형태의 콘을 형성하는 것이 특별하다. 결과적으로, X-선 소스와 X-선 검출기의 중앙에 인접한 이소레이(isoray)에 따른 이동은 배율 상수(magnification factor)에만 영향을 미칠 것일 반면, X-선 검출기의 픽셀 어레이를 따른 평면 내 이동은 투영 이미지 내에서 이미지화된 객체의 최대 이동이라는 결과를 낳을 것이다. 더욱이, 결과적인 정정된 CBCT 재구성 및 정정되지 않은 CBCT 재구성의 강체 정합의 알려진 수단에 의한 적용된 기하학적 정정의 결과로서 발생하는 순 변환을 방지하는 것은, 특히 기하학적 정정 프로세스 동안 반복적으로 적용되는 경우, 계산 비용이 많이 듈다.

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

[0009] 의료 콘-빔 컴퓨터 단층촬영(Cone-Beam Computed Tomography; CBCT)을 위한 개시된 환자 움직임 정정 프로세스에서, X-선 소스 및 검출기의 공간 위치 및 방향에 부착된 고유 회전 좌표계를 사용하는 데이터-중심(data-driven) 알고리즘은 측정된 X-선 투영 이미지에 대응하는 실제 이미징 지오메트리의 향상된 추정을 설정하는데 사용된다.

### 과제의 해결 수단

[0010] 고정 기준 좌표계에서의 순 변환은 추정된 정정 기하학적 변환 파라미터로부터 직접적으로 순 변환을 계산하고 뺏으로써 방지된다. 결과적으로, 환자에 대한 X-선 소스 및 검출기 시스템의 상대적인 위치 또는 그 역은 X-선 투영 이미지 내용에 기초하여 후향적으로 추정되고 향상된다. 정정 프로세스의 목적은 X-선 이미지 측정의 기하학적 일관성을 향상시킴으로써 결과적인 CBCT 재구성 이미지 품질을 향상시키고, 결과적으로 단층촬영의 이미지 재구성의 요구를 더 잘 충족시키는 것이다. 고유 좌표계는 결과적인 이미지 품질뿐만 아니라 정정 프로세스 모두에 대한 그들의 상대적인 중요성에 대응하는 방식으로 적용된 기하학적 자유도를 정의할 수 있도록 한다.

[0011] 개시된 환자 움직임 정정 프로세스는 CBCT 이미지 재구성을 계산하는데 일반적으로 필요한 데이터: X-선 투영 이미지의 세트 및 X-선 투영 이미지의 획득 동안 X-선 소스 및 X-선 검출기의 공간 위치에 대응하는 3-D 투영 지오메트리의 추정을 입력으로서 취한다. 대응하는 방법과 유사하게, 중간 재구성이 먼저 추정된 투영 지오메트리를 사용하여 계산된다. 이후, 나머지의 X-선 투영 이미지와 각각의 액세스된 X-선 투영 이미지의 기하학적 대응성을 향상시키는 정정 기하학적 변환은 이미지 획득 동안 X-선 소스 및 검출기의 가상 움직임에 대응하는 변환으로 설정된다. 특히, 투영 이미지-특정 회전 좌표계는 정정 기하학적 변환을 결정하기 위해 적용된다. 투영 지오메트리의 현재 추정 및 후속하는 정정 변환의 최적화를 사용하여 중간 재구성의 계산을 포함하는 정정 프로세스는 여러 번 반복될 수 있다. 정정 기하학적 변환을 설정한 후, 최종 CBCT 재구성은 X-선 투영 이미지 및 정정 변환에 대응하는 투영 지오메트리의 최종 추정을 사용하여 계산된다.

### 발명의 효과

[0012] 최종 CBCT 이미지를 재구성하기 전의 개시된 환자 움직임 정정 프로세스의 이점은 투영 기하학적 일관성의 향상이며, 이는 선명도, 상세도 수준 및 대비에 관해서 더 높은 이미지 품질을 초래한다. 정정 프로세스의 또 다른 이점은 투영 지오메트리 관련 이미지 품질 저하로 인한 재스캔(re-scan)을 잠재적으로 방지함으로써 환자에게 발생하는 방사선량이 감소될 수 있다는 것이다.

### 도면의 간단한 설명

[0013] 첨부된 도면들은 개시된 환자 움직임 정정 방법의 추가적인 이해를 제공한다. 도면에서:

도 1은 하나의 일반적인 CBCT 이미징 장치의 예시를 보여준다.

도 2는 개시된 환자 움직임 정정 방법의 흐름도를 보여준다.

도 3은 도 2의 단계(203)를 상세히 설명하는 흐름도를 보여준다.

도 4는 개시된 환자 움직임 정정 방법에서 적용된 회전 좌표계를 CBCT 이미징 장치의 맥락에서 보여준다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0014] 3-D CBCT 재구성을 계산하기 위해, 이미지화된 해부학적 구조의 주위에서 회전되는 X-선 소스 및 X-선 검출기를 사용하여 다수의 2-D X-선 투영 이미지가 측정된다. 각각의 X-선 투영 이미지의 노출은 일반적으로 밀리 초의 범위이며, 일반적인 스캐닝 속도를 사용할 때, X-선 소스 및 검출기의 연속적인 움직임은 투영 이미지에서 유의미한 모션 블러링(motion blurring)이 되지 않는다. FDK 알고리즘과 같은 적절한 방법을 사용하여 3-D 재구성을 계산하기 위해, 이미징 또는 투영 지오메트리를 포함하는 적절한 기준 좌표계에서 X-선 소스 및 검출기의 3-D 공간 위치는 재구성 알고리즘에 이용 가능해야 한다.

[0015] 이미징 지오메트리의 일반적인 설명은 X-선 소스의 초기 및 X-선 검출기의 중심의 초기의 3-D 위치, 및 X-선 검출기의 방향을 충분히 고유하게 결정하기 위한 정보로 구성된다. 이러한 정보는, 예컨대, 사전 정의된 관례에 따라 적용될 때 검출기의 픽셀 어레이의 수평 및 수직 축의 방향을 결정할 기준 좌표계의 회전 각도를 포함한다. 일반적으로 투영 지오메트리 설명은 주어진 이미징 프로그램에 대응하는 이상적인 노출 궤적뿐만 아니라 이미징 장치의 물리적 치수에 대한 지식에 기반한다. 또한, 주기적인 보정 프로세스는 일반적으로 투영

지오메트리의 충분한 정확도를 보장하기 위해 수행된다.

[0016] 재구성 프로세스에서, 이미지화된 해부학적 구조를 통한 X-방사선의 공간적 전달이 모델링된다. 일반적으로 직선 전달은 단순화를 위해 가정되며 소스로부터 검출기까지의 X-선 빔 경로는 투영 지오메트리 설명에 포함된 정보에 기초하여 계산되는 선 적분으로서 모델링된다. X-선 경로의 공간적 중첩, 및 재구성에 사용된 3-D 이미지 복셀(voxel) 어레이의 구성요소는 적절한 프로젝터 알고리즘 및 투영 기하학 기술을 사용하여 해결된다. X-선 투영 이미지에서의 공간적 중첩 및 측정된 값에 기초하여, 이미지화된 해부학적 구조에 대응하는 전체 X-선 감쇠 분포는 알려진 FDK 알고리즘과 같은 적절한 방법을 사용하여 재구성될 수 있다.

[0017] 그러나, 재구성 프로세스에 채용된 기본적인 가정은 이미지화된 해부학적 구조가 X-선 투영 이미지의 획득 동안 충분히 정지 상태로 유지되었다는 것이다. 이 이유는 X-선 투영이, 이후에 일관되게 결합되어 객체의 3-D 구조를 재구성할 수 있는, 정지된 객체의 공동 등록된 측정 값을 나타내야 한다는 것이다. 투영 지오메트리에서의 계통 오차는 주기적인 보정 프로세스에 의해 보상될 수 있으며, 이는 가정된 이상적인 X-선 투영 이미지 획득 궤적으로부터의 편차로부터 발생하는 영향을 제거한다.

[0018] 이미징 동안 환자의 움직임으로부터 더 어려운 문제가 발생하며, 이는 사실상 예측할 수 없고 무작위적이다. 비록 이미징 동안 환자를 지지함으로써 이를 어느 정도까지는 방지할 수 있지만, CBCT 이미징에서 10초 정도의 X-선 투영 이미지 획득의 비교적 긴 기간은 환자 움직임을 완전히 제거하는 것을 달성할 수 없게 한다. 더욱이, 어린이 및 노인과 같은 특정 환자는 이미징 동안 정지 상태를 유지하는 것이 더 어렵다는 것을 알 수 있다.

[0019] X-선 투영 이미지 획득 동안 환자의 움직임이 상당한 경우에, 재구성된 이미지에서 최악의 경우에 이미지를 의도된 의학적 목적에 대해 사용할 수 없게 만들 수 있는 확인한 줄무늬 모양(streak-like) 또는 블러링 아티팩트가 뒤따를 수 있다. 스캔을 반복하는 것은 더 나은 결과를 제공할 수 있으나 추가적인 방사선량을 대가로 한다.

[0020] 환자 움직임의 역효과를 보상하기 위한 개시된 후향적 접근법에서, 중간 CBCT 재구성이 먼저 2-D X-선 투영 이미지 및 추정된 이미징 지오메트리를 사용하여 계산된다. 진단 목적으로 재구성을 할 때 일반적으로 사용되는 것 보다 더 개략적인 해상도로 중간 CBCT 재구성을 계산하는 것으로 충분하다. 중간 재구성은, 측정된 2-D X-선 투영 이미지의 상호간의 기하학적 일관성을 반영하는 재구성의 외관으로 모든 X-선 투영 이미지로부터 정보를 종합하는 역할을 한다.

[0021] 투영-이미지-특정 지오메트리의 최적화는 물리적 X-선 투영 이미지와 DRR(Digitally Reconstructed Radiograph)를 형성하는 중간 CBCT 재구성의 대응하는 재투영된(re-projected) 데이터의 유사도를 측정하는 것에 기반한다. 그 이유는, 추정된 투영 지오메트리가 일관될 때, 정의상 전방 투영 동작의 의미에서 투영 이미지에 의해 전달된 측정을 만족시키는 것을 시도하는 재구성된 이미지가 측정된 데이터와 밀접하게 일치할 재투영(reprojection)을 생성할 것이라는 것이다. 기하학적 불일치의 경우에, 중간 재구성의 재투영은 측정된 투영으로부터 벗어날 것이다. 중간 재구성이 모든 투영 이미지의 총합으로서 역할을 함에 따라, 재투영은 모든 투영 이미지의 합을 반영하고, 대응하는 재투영 지오메트리가 중간 재구성의 의미에서 평균적인 정확한 투영 지오메트리와 일치할 때, 측정된 X-선 투영 이미지 및 전방으로 투영된 이미지의 최대 유사도가 최대화될 것으로 기대될 수 있다.

[0022] 일반적인 CBCT 이미징 장치에서, 방사된 X-선 빔은 발산하고 피라미드 형태의 콘을 형성한다. X-선 소스와 X-선 검출기의 중앙에 인접한 이소레이(isoray)에 따른 이동은 배율 상수(magnification factor)에만 영향을 미칠 것일 반면, X-선 검출기의 픽셀 어레이를 따른 평면 내 이동은 투영 이미지 내에서 이미지화된 객체의 최대 이동의 결과를 낳을 것이다. 이러한 관점에서, 개시된 접근법은 이미지 획득 동안 X-선 소스 및 검출기의 물리적 위치에 부착된 회전 좌표계를 채택한다. 즉, 두 개의 좌표축이 직사각형의 X-선 검출기 픽셀 어레이에 부착되고 나머지 수직축은 검출기 픽셀 어레이의 법선에 부착된다. 각각의 투영 이미지에 대한 이러한 고유 축을 따른 투영 지오메트리의 기하학적 변환을 제한함으로써, 기하학적 정확도의 의미에서 중요성이 변하는 기하학적 자유도를 분리하는 것이 가능하다.

[0023] 각각의 X-선 투영 이미지가 개별적인 기하학적 변환의 대상이 될 때, 결과적인 평균 변환은 재구성된 이미지에 대한 순 효과를 초래할 수 있다. 이것은, 예컨대, 정정되지 않은 해부학적 구조에 대한 재구성된 해부학적 구조의 전체적인 순 이동 또는 회전으로서 나타난다. 해부학적 구조의 순 변환은 재구성된 이미지의 적용성에 대해 역효과를 가질 수 있다. 따라서, 순 변환을 위한 보상 방법도 개시된다. 순 변환은 회전 좌표계로부터 고

정 좌표계로 각각의 변환된 투영 이미지에 대응하는 변환을 맵핑함으로써 추정될 수 있다. 예를 들어, 각각의 투영 이미지가 수평 축을 따라서만 변위된다고 가정함으로써, 고정 좌표계에서의 대응하는 변위가 투영-특정 회전된 좌표계의 알려진 수평 축에 기초하여 계산될 수 있고, 평균 값이 고정 좌표계에서 순 변위를 나타내기 위해 취해질 수 있다. 전술된 맵핑의 역(inverse)에 의해, 순 변환의 역은 회전 좌표계에 다시 맵핑될 수 있고 투영 이미지-특정 변환으로부터 차감될 수 있다. 결과적으로 고정 좌표계에서의 순 변환은 제거된다.

[0024] 최적화 프로세스에서, 주어진 X-선 투영 이미지의 정정 기하학적 변환의 양호도는 변환된 투영 지오메트리 및 원래의 X-선 투영 이미지에 대응하는 전방-투영 이미지의 유사도에 의해 측정된다. 재투영과 X-선 투영의 유사도는, 예컨대, 이미지의 평균 제곱 편차(mean squared difference), 상관 계수, 또는 기울기 상관 계수(gradient correlation coefficient)에 의해 측정된다. 이후, 중간 CBCT 재구성이 주어진 각각의 투영 이미지에 대한 최적의(유사도 측정의 의미에서) 기하학적 변환은 기하학적 변환의 파라미터의 함수로서 전방-투영된 이미지와 X-선 투영 이미지 사이의 유사도 측정의 극 값을 찾음으로써 결정될 수 있다.

[0025] 이후, 최적화 프로세스는, X-선 투영 지오메트리의 초기 추정을 사용하여 중간 CBCT 재구성을 계산하는 단계; 측정된 X-선 투영 이미지의 전체 또는 하위 세트에 접근하는 단계;(각각의 접근된 투영 이미지에 대해) 회전 좌표계에서 수행되는 기하학적 변환의 파라미터의 함수로서 측정된 X-선 투영 이미지와 중간 CBCT 재구성의 대응하는 전방 투영 사이의 최대 유사도를 찾음으로써 투영 이미지-특정 정정 변환을 설정하는 단계; 고정 기준 좌표계에서 순 변환을 추정하고 회전 좌표계에서 변환 파라미터로부터 대응하는 변환을 차감하는 단계; 충분한 정정 결과가 획득된 것으로 추정될 때 최종 CBCT 재구성을 계산하는 단계를 포함한다.

[0026] 도 1에서, 의료 CBCT 이미징 장치(100)의 예시가 도시되어 있고, 이는 수직 기초 구조(101)를 포함하고, 이 수직 기초 구조로부터 지지 구조(102), 환자 지지 수단(107), 및 이미징 수단인 암(arm) 부(104)를 지지하는 구조를 지지하는 암 부(103)가 수평으로 연장된다. 이미징 수단(104)을 지지하는 암 부에는, X-선 소스(105)에 의해 생성된 빔이 X-선 이미지 정보의 수신기 수단(109)을 향해 이미징 스테이션(108)을 통과하기 위해 정렬될 수 있도록 X-선 소스(105)와 X-선 이미지 정보의 수신기 수단(109) 사이에 위치된 이미징 스테이션(108)이 위치되도록 환자 지지 수단(107)에 대해 정렬된 X-선 소스(105) 및 X-선 이미지 정보의 수신기 수단(X-선 검출기)(109)이 서로로부터 거리를 두고 배치되어 있다. 이미징 수단을 지지하는 암 부(104)는 회전 가능하도록 배치되고, 또한 이를 지지하는 구조(103) 및/또는 환자 지지 스테이션(108)에 대한 위치는 변경 가능하게 배치될 수 있다. 이 장치 배열은 제어 수단을 포함하며, 그에 대해, 도 1은 환자 지지 수단(107)을 지지하는 지지 구조(102)와 연결되어 배치된 제어 패널(106)을 도시한다. 이미징 장치(100)는 케이블을 통해 컨트롤러(110)에 연결되도록 배치될 수 있고, 컨트롤러는 이미징 장치에 의해 생성된 이미지 정보를 처리하기 위한 수단과 함께 배치된 컴퓨터, 및 이미지가 표시될 수 있는 디스플레이(111)를 포함한다. 컨트롤러(110)는 적어도 하나의 프로세서(112) 및 적어도 하나의 메모리(113)를 더 포함한다. 적어도 하나의 프로세서(112)는 컴퓨터 프로그램을 실행하도록 구성될 수 있고, 적어도 하나의 메모리(113)는 컴퓨터 프로그램 및 관련 데이터를 저장하도록 구성된다. 컨트롤러(110)는 범용 컴퓨터 또는 이하에서 설명되는 프로세스를 구현하기 위한 특별히 제조된 장치일 수 있다.

[0027] 도 2는, 예를 들어, 도 1의 이미징 장치 배열에 의해 획득된 이미지를 처리하기 위해 사용될 수 있는 개시된 환자 움직임 정정 방법의 단계를 설명한다. 이 방법은 X-선 소스(105) 및 X-선 검출기(109)의 위치에 부착된 회전 좌표계에서 초기에 추정된 투영 지오메트리에 대한 정정 기하학적 변환을 찾는 것에 기초한다.

[0028] 도 2의 방법의 단계(200)에서, 측정된 X-선 투영 이미지 및 획득 프로세스에 대응하는 투영 지오메트리의 초기 추정을 포함하는 입력 데이터가 획득된다. 도 1의 장치 배열에서, 투영 지오메트리는 X-선 소스(105) 및 X-선 검출기(109)가 암(103) 및 암(104)에 의해 이미징 스테이션(108) 주위에서 회전 및 병진될 때 X-선 소스(105) 및 X-선 검출기(109)의 물리적 궤적을 형성한다. 투영 지오메트리는 또한 X-선 검출기(109)의 추정된 방향을 결정한다. 투영 지오메트리의 형태는 일반적으로, 예컨대, 방사선 불투과성 마커를 포함하는 알려진 기준 팬텀(phantom)을 사용하는 지오메트리 보정 절차에 기초한다.

[0029] 단계(201)에서, 투영 최적화 방법의 목적을 위한 중간 CBCT 재구성은 단계(200)에서 획득된 입력 데이터를 사용하여 계산된다. 일반적으로 진단 목적을 위해 의도된 CBCT 이미지와 같이 높은 공간 해상도로서 적용할 필요가 없으므로, 입력 데이터의 다운샘플링된 버전을 사용할 수 있다. 중간 재구성은 단계(200)에서 측정 프로세스 동안 획득된 모든 이용 가능한 물리적 및 기하학적 정보를 종합하는 것으로 이해된다. 기하학적 불일치의 경우에, 이는, 예컨대, 재구성된 세부 사항의 흐려짐(blurriness)으로 중간 재구성에 의해 반영된다.

[0030] 단계(202)에서, 투영 이미지에 대한 정정 기하학적 변환이 회전 좌표계에서 설정된다. 기하학적 변환의 목적은

투영 지오메트리의 초기 추정에서 고유 기하학적 불일치를 보상하는 것이다. 단계(202)의 세부 사항은 도 3을 참조하여 이하에서 설명되나, 더 일반적으로, 정정 기하학적 변환은 최적의 기하학적 변환을 찾음으로써 구해진다. 변환의 양호도는 이에 대한 유사도 값을 할당함으로써 정의된다. 유사도 값은 중간 CBCT 이미지 재구성의 재투영된 DRR(Digitally Reconstructed Radiograph)을 대응하는 측정된 X-선 투영 이미지와 비교함으로써 계산되고, 적용된 투영 지오메트리는 평가된 기하학적 변환에 대응한다. 더 높은 유사도 값은 더 나은 정정 기하학적 변환의 표시로 간주된다. 기하학적 변환을 위해 회전 좌표계를 적용하는 것은 콘-빔 투영 지오메트리의 문제에 대한 중요성에 따라 기하학적 자유도를 분리할 수 있도록 한다.

[0031] 단계(203)에서, 고정 좌표계에서의 순 기하학적 변환이 차감된다. 고정 좌표계는 일반적으로, 이미징 스테이션(108)과 연결되어 고정된 이미징 장치 배열의 구성 요소와 같은 이미징 장치(100)의 고정된 구성 요소를 참조하여 형성된다. 순 기하학적 변환은 단계(202)에서 설정된 기하학적 변환을 회전 좌표계로부터 고정 좌표계로 선형적으로 변환함으로써 계산된다. 선형 변환은 회전 및 고정 좌표계의 알려진 좌표 축에 기초하여 쉽게 획득될 수 있다. 순 변환이 설정된 후, 그것의 역은 고정 좌표계로부터 회전 좌표계로 선형적으로 변환된다. 이후, 순 변환의 역은 회전 좌표계에서 각각의 투영 이미지에 대한 기하학적 변환 파라미터의 세트에 대응한다. 단계(202)에서 설정된 기하학적 파라미터 값에 이를 값을 더하는 것은 고정 좌표계에서 순 변환이 소거되는 결과를 낳을 것이다.

[0032] 단계(204)에서, 단계(203)로부터 기인된 변환 파라미터 값은 정정된 투영 지오메트리 추정을 획득하기 위해 초기 투영 지오메트리 추정에 적용된다. 특히, 단계(201) 내지 단계(203)는 단계(204)로 진행하기 전에 복수 회 반복적으로 반복될 수 있다.

[0033] 단계(205)에서, 최종 CBCT 재구성은 정정된 투영 지오메트리 추정을 사용하여 계산된다. 최종 CBCT 재구성은, 초기 투영 지오메트리 추정이 단계(201) 내지 단계(204)에서 획득된 정정된 투영 지오메트리 추정에 의해 대체되는 단계(201) 내지 단계(204)가 적용되지 않은 상황을 제외하고, 정상적인 방식으로 계산된다.

[0034] 도 3은 도 2에 따른 단계(202)의 예시적인 세부 사항을 설명한다. 단계(300)에서, 평가된 기하학적 변환은 회전 좌표계에서 투영 이미지의 초기 지오메트리에 적용된다. 다시, 좌표계는 고려되는 투영 이미지의 물리적 획득 동안 X-선 소스(105) 및 X-선 검출기(109)의 공간 위치 및 방향과 일치하도록 정의된다. 기준의 회전 프레임에서 변환을 적용하는 것은, 이미징 지오메트리가 일반적으로 정의된 고정 좌표계로부터 변환이 수행되는 회전 좌표계로의 선형 맵핑 및 그 이후의 회전 좌표계로부터 고정 좌표계로의 역 선형 맵핑을 포함한다. 달성된 효과의 간단한 예시로서, X-선 검출기(109)의 수평 축을 따른 병진을 적용하기 위해, 투영 이미지의 초기 투영 지오메트리는 회전 좌표계로 맵핑되고, X-선 소스 및 검출기의 가상적인 움직임에 대응하는 주어진 양만큼 회전 좌표계의 이 축을 따라 병진되고, 이후 고정 좌표계로 다시 맵핑된다. 변환된 투영 지오메트리는 고정 좌표계로 표현되고, 획득된 변환된 투영 지오메트리는 후속 단계(301)에 대한 입력으로서 사용된다.

[0035] 단계(301)에서, 단계(201)에서 계산된 중간 CBCT 재구성의 재투영된 DRR 이미지는 단계(300)에서 획득된 변환된 투영 지오메트리를 사용하여 계산된다. DRR 이미지의 계산은 시돈 레이캐스팅(Siddon raycasting) 방법과 같은 표준 알고리즘을 사용하여 수행될 수 있다. 전형적인 재투영 알고리즘에서, 알고리즘의 입력은 3-D X-선 표면의 종점 및 동일한 좌표계로 표현된 공간 위치 및 방향의 지식을 포함하는, DRR 이미지가 계산된 소스 이미지로 구성된다. 설명된 설정에서, 이 좌표계는 고정 좌표계에 대응한다. 단계(300)에서 적용된 기하학적 변환의 효과는 중간 CBCT 재구성을 통해 각각의 가상 X-선 경로의 종점을 변경하는 것이며, 이는 기하학적 변환의 효과를 획득된 DRR 이미지로 전달한다.

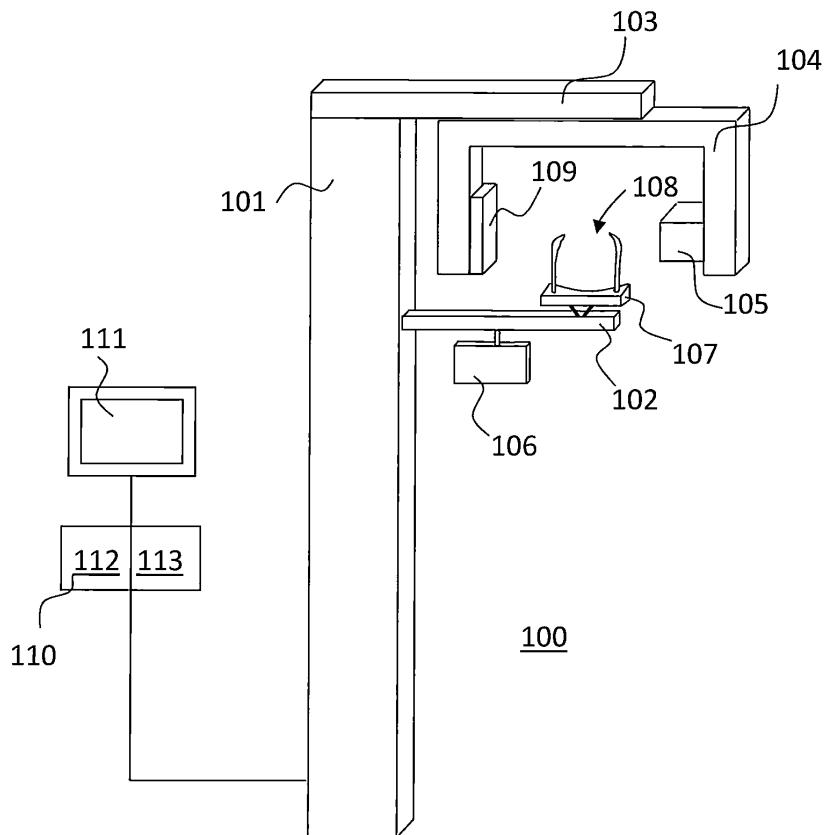
[0036] 단계(302)에서, 단계(301)에서 획득된 DRR 이미지와 단계(200)에서 획득된 X-선 투영 이미지 사이의 유사도가 평가된다. 유사도는 이미지의 평균 제곱 편차 또는 그들의 교차 상관(cross-correlation)과 같은 확립된 접근법을 사용하는 이미지의 포인트 단위의 비교에 기초한다. 유사도를 평가하는 데 사용된 특정한 조치는 설명된 방법에 대해 중요하지 않다. 획득된 유사도 값은 단계(300)에 대한 입력으로서 주어진 기하학적 파라미터에 할당된다. 더 높은 유사도가 더 적절한 기하학적 변환 파라미터의 표시로서 간주된다.

[0037] 단계(303)에서, 단계(300) 내지 단계(302)를 적용함으로써 획득된 가장 높은 유사도 값을 대응하는 파라미터를 찾음으로써 최적의 기하학적 변환 파라미터가 설정된다. 전형적인 설정에서, 단계(300) 내지 단계(302)는 최적의 기하학적 변환 파라미터를 설정하기 위해 잘 알려진 Nelder-Mead 심플렉스(simplex) 알고리즘과 같은 적절한 최소화 알고리즘에 의해 반복적으로 평가된다. 이를 파라미터는 저장되고, 단계(201) 내지 단계(203)의 반복에 의해 잡재적으로 변경될 때까지 특정 투영 이미지에 할당된다.

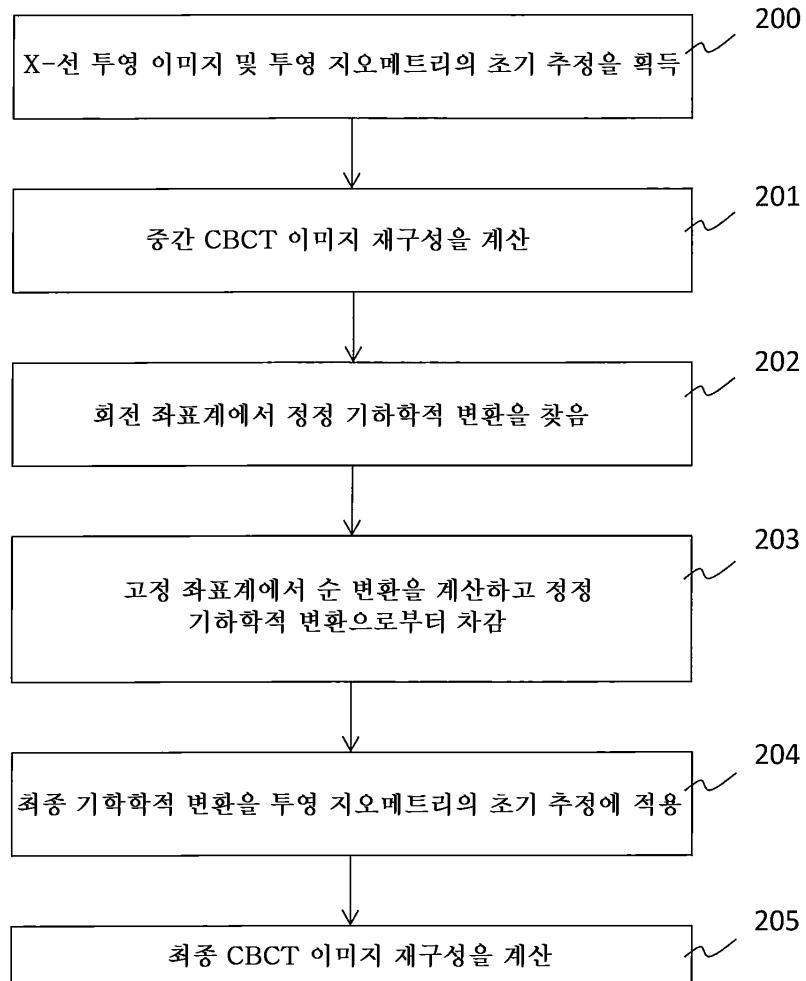
- [0038] 도 4는 단계(202)에서 적용된 회전 좌표계를 도시한다. CBCT 이미징 장치에서, C-암 부(403)는 일반적으로 X-선 소스(404) 및 X-선 검출기(405)를 지지한다. C-암은 수직 기초 구조(401) 및 어깨 암 부(402)에 의해 지지된다. CBCT 이미징에서, X-선 범이 발산하고 피라미드 형태의 콘을 형성하는 것이 특별하다. X-선 소스(404)와 X-선 검출기(405)의 중앙에 인접한 이소레이(isoray)에 따른 이동은 배율 상수(magnification factor)에만 영향을 미칠 것일 반면, X-선 검출기의 픽셀 어레이의 평면 내 이동은 투영 이미지 내에서 이미지화된 객체의 최대 이동이라는 결과를 낳을 것이다. 이러한 관점에서, 개시된 접근법은 이미지 획득 동안 X-선 소스 및 검출기 픽셀 어레이의 물리적 위치 및 방향에 부착된 회전 uvw 좌표계(406)를 채택한다. 각각의 투영 이미지에 대한 이들 고유 축을 따른 투영 지오메트리의 기하학적 변환을 제한함으로써, 기하학적 정확도의 의미에서 중요성이 변하는 기하학적 자유도를 분리하는 것이 가능하다. 순 변환에 계산되는 고정 좌표계는 xyz 좌표계(407)에 의해 표시된다.
- [0039] 좌표계의 u축을 X-선 검출기의 법선에 일치시키고 v축을 X-선 검출기의 픽셀 어레이의 수평 축에 일치시키도록 설정하고, 이들 자유도는, 예를 들어, 강성 변환에 대해 다음과 같다:
- [0040] 1. X-선 검출기의 픽셀 어레이의 법선(u축)을 따른 종 방향의 이동; 2. X-선 검출기의 픽셀 어레이의 수평 축(v축)을 따른 횡 방향의 이동; 3. X-선 검출기의 픽셀 어레이의 수직 축(w축)을 따른 수직 방향의 이동; 4. u축 주위에서[롤 각(roll angle)] 회전; 5. v축 주위에서[피치 각(pitch angle)] 회전; 6. w축 주위에서[요 각(yaw angle)] 회전.
- [0041] 개시된 환자 움직임 정정 방법의 결과는 X-선 투영 이미지의 물리적 획득에 대응하는 투영 지오메트리의 향상된 추정 및 지로메트리 불일치가 감소된 대응하는 CBCT 재구성 이미지이다.
- [0042] 개시된 방법은 컴퓨팅 장치에서 실행되는 컴퓨터 소프트웨어로서 구현될 수 있다. 소프트웨어는 컴퓨터 판독 가능 매체 상에 구현되어 도 1의 컨트롤러(110)와 같은 컴퓨팅 장치에 제공될 수 있다.
- [0043] 이상 서술된 바와 같이, 예시적인 실시예의 구성 요소는 본 실시예의 교시에 따른 프로그래밍된 명령들을 유지하고 본 명세서에서 설명된 데이터 구조, 테이블, 레코드 및/또는 다른 데이터를 유지하기 위한 컴퓨터 판독 가능 매체 또는 메모리를 포함할 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체는 실행을 위해 프로세서에 명령을 제공하는데 참여하는 임의의 적절한 매체를 포함할 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체의 일반적인 형태는, 예를 들어, 플로피 디스크, 가요성 디스크(flexible disk), 하드 디스크, 자기 테이프, 다른 적합한 자기 매체, CD-ROM, CD±R, CD±RW, DVD, DVD-RAM, DVD±RW, DVD±R, HD DVD, HD DVD-R, HD DVD-RW, HD DVD-RAM, 블루 레이 디스크, 다른 임의의 적절한 광학 매체, RAM, PROM, EPROM, FLASH -EPROM, 다른 적절한 메모리 칩 또는 카트리지, 반송파 또는 컴퓨터가 읽을 수 있는 다른 적절한 매체를 포함할 수 있다.
- [0044] 기술의 진보에 따라 자기-보정(self-calibrating) 의료 이미징 장치의 기본 아이디어가 다양한 방식으로 구현될 수 있음을 당업자에게 명백하다. 따라서 자기-보정 의료 이미징 장치 및 그 실시예는 이상 설명된 예시에 한정되지 않으며; 대신 이들은 청구항들의 범위 내에서 변할 수 있다.

도면

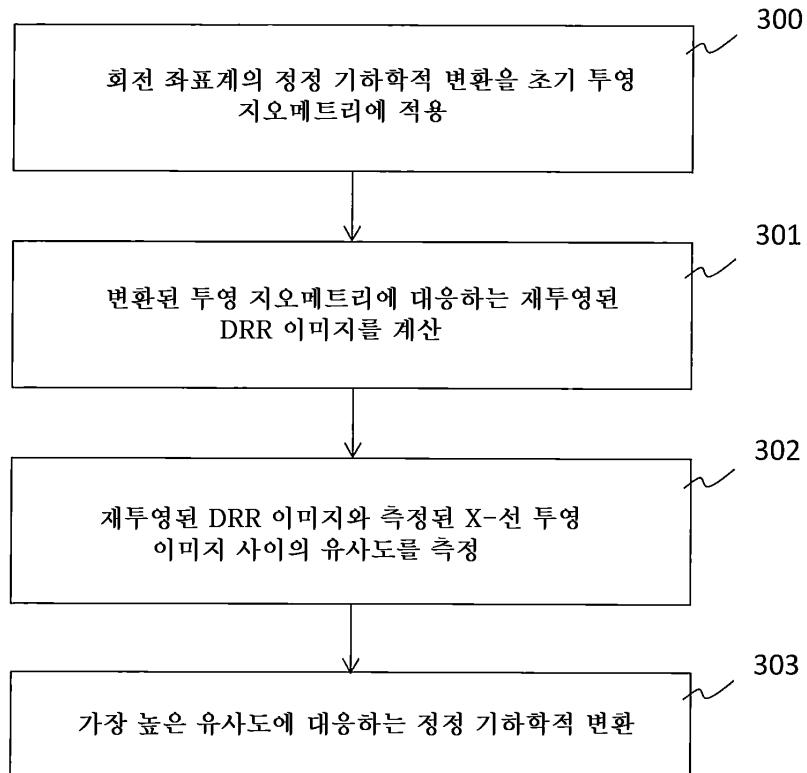
도면1



## 도면2



도면3



도면4

