(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0020724
(43) 공개일자 2015년02월26일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G06T 7/20 (2006.01) *G06T 19/00* (2011.01)
(21) 출원번호 10-2015-7002525(분할)
(22) 출원일자(국제) 2010년08월26일
심사청구일자 2015년02월03일
(62) 원출원 특허 10-2012-7016387
원출원일자(국제) 2010년08월26일
심사청구일자 2012년07월19일
(85) 번역문제출일자 2015년01월29일
(86) 국제출원번호 PCT/US2010/046828
(87) 국제공개번호 WO 2011/066012
국제공개일자 2011년06월03일
(30) 우선권주장
12/626,197 2009년11월25일 미국(US)

(71) 출원인
이미징 사이언시즈 인터내셔널 엘엘씨
미국 펜실베니아주 19440 햇필드 노쓰 펜 로드 1910
(72) 발명자
세복, 데이비드
미국 19403-1159 펜실바니아주 이글빌 브랜디와인 디알. 5115
(74) 대리인
양영준, 백만기, 정은진

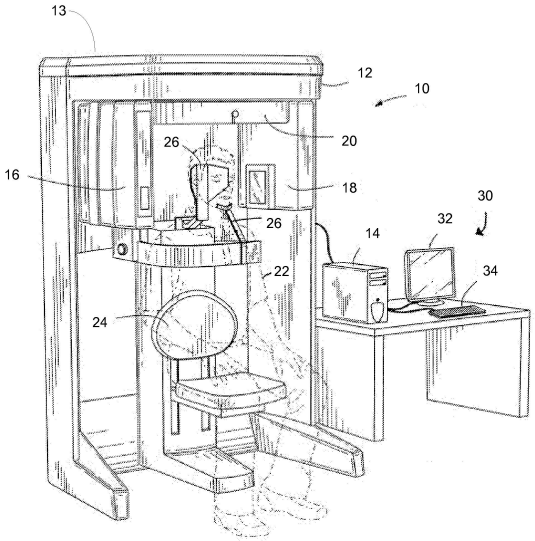
전체 청구항 수 : 총 17 항

(54) 발명의 명칭 **엑스선 이미지들 내의 마커 식별 및 처리**

(57) 요 약

투영 이미지들에서 환자 위에 배치된 외부 마커들을 빠르게 검출하고 위치측정하기 위한 메커니즘이 개시된다. 본 발명의 실시예들은 밀도 높은 주변 해부학적 구조 및 광범위한 환자 모션의 존재시에도 마커들이 검출될 수 있게 한다. 투영 이미지들 상의 마커 포인트들의 위치들이 추출되면, 마커 포인트들은 마커 기반 환자 모션 검출을 수행하는 데 사용될 수 있다. 본 발명의 실시예들은 모션 교정 이상으로, 예를 들어 스캐너 조정, 자동 두부 계측학적 측정 및 품질 제어 평가를 위해서도 사용될 수 있다.

대 표 도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

이미지 내의 마커 관련 포인트들을 식별하기 위한 방법으로서,

상기 방법은 스캐너, 전자 처리 유닛을 갖는 컴퓨터, 및 상기 전자 처리 유닛에 의해 실행될 수 있는 마커 포인트 식별 모듈을 저장하는 메모리 모듈을 포함하는 이미징 시스템에 의해 실행되고,

상기 방법은,

상기 컴퓨터에서, 상기 스캐너에 의해 생성된 이미지 데이터에 기초하여 이미지를 획득하는 단계;

상기 전자 처리 유닛을 이용하여, 엑스선 보상과 더불어 이차원 고역 통과 필터를 상기 이미지에 적용하여 배경을 억제함으로써 배경 억제된 이미지를 생성하는 단계; 및

상기 전자 처리 유닛을 이용하여, 상기 배경 억제된 이미지로부터 마커 관련 포인트들을 추출하는 단계

를 포함하며,

이차원 저역 통과 필터를 상기 이미지에 적용하여 저역 통과 이미지를 생성하는 단계를 더 포함하고,

상기 이차원 고역 통과 필터를 적용하는 단계는 상기 이미지를 상기 저역 통과 이미지와 조합하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 이차원 고역 통과 필터를 적용하는 단계는 둘 이상의 일차원 고역 통과 필터를 상기 이미지에 순차적으로 적용하는 단계를 포함하고, 각각은 상기 이미지 상에 상이한 이차원 방향으로 수행되는 방법.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 이차원 고역 통과 필터를 적용하는 단계는 둘 이상의 일차원 고역 통과 필터를 상기 이미지에 적용하는 단계를 포함하고, 각각의 일차원 고역 통과 필터를 적용하는 단계는,

상기 이미지의 일차원 저역 통과 필터링된 표현과 상기 이미지를 조합하는 단계, 및

상기 일차원 고역 통과 필터의 더 이른 적용으로부터의 임시 이미지의 일차원 저역 통과 필터링된 표현과 상기 임시 이미지를 조합하는 단계

중 적어도 하나를 포함하는, 방법.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 이미지의 상기 일차원 저역 통과 필터링된 표현은 누적 평균 필터링을 적용하여 생성되고,

상기 필터링은,

상기 전자 처리 유닛을 이용하여, 상기 이미지로부터 누적 이미지를 생성하는 단계 - 상기 누적 이미지의 각각의 픽셀은 상기 필터의 방향에서의 더 낮은 픽셀들의 누적 합을 나타냄 -;

상기 전자 처리 유닛을 이용하여, 상기 누적 이미지를 필터링 팩터만큼 시프트시켜, 시프트된 이미지를 생성하는 단계;

상기 전자 처리 유닛을 이용하여, 상기 시프트된 이미지로부터 상기 누적 이미지를 감산하여 차이 이미지를 생성하는 단계;

상기 전자 처리 유닛을 이용하여, 상기 차이 이미지를 상기 필터링 팩터로 나누는 단계

를 포함하는 방법.

청구항 5

제3항에 있어서, 상기 이미지와 상기 이미지의 상기 일차원 저역 통과 필터링된 표현을 조합하는 단계는 엑스선들의 비선형 감쇠를 설명하고, 상기 이미지의 상기 일차원 저역 통과 필터링된 표현에 의한 상기 이미지의 픽셀별 제산(pixel-by-pixel division)을 포함하는 방법.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 픽셀별 제산은 상기 이미지의 상기 일차원 저역 통과 필터링된 표현의 픽셀들을 분자로서 사용하여 수행되는 방법.

청구항 7

제3항에 있어서, 상기 이미지와 상기 이미지의 상기 일차원 저역 통과 필터링된 표현을 조합하는 단계는 감산을 포함하는 방법.

청구항 8

제1항에 있어서, 상기 배경 억제된 이미지로부터 상기 마커 관련 포인트들을 추출하는 단계는 상기 배경 억제된 이미지 내의 극대값들(local maxima)을 정의하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 배경 억제된 이미지 내의 상기 극대값들을 정의하는 단계는 상기 배경 억제된 이미지 내에서 더 작은 픽셀 값들을 갖는 8개의 이웃 픽셀을 갖는 픽셀들을 식별하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 10

제8항에 있어서, 상기 배경 억제된 이미지로부터 상기 마커 관련 포인트들을 추출하는 단계는 상기 극대값들에 기초하여 후보 영역들을 성장시키는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 배경 억제된 이미지로부터 상기 마커 관련 포인트들을 추출하는 단계는 형상 기준을 각각의 후보 영역에 적용하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 12

제11항에 있어서, 상기 형상 기준을 각각의 후보 영역에 적용하는 단계는 각각의 후보 영역의 픽셀 면적과 각각의 후보 영역의 평균 반경의 제곱 곱하기 파이에 의해 정의되는 면적의 비율을 결정하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 13

제10항에 있어서, 상기 배경 억제된 이미지로부터 상기 마커 관련 포인트들을 추출하는 단계는 인접하는 투영 이미지들 내의 후보 영역들을 비교하고 후보 영역들 사이에 근접성 기준들을 적용함으로써 후보 영역들을 제거하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 14

스캐너, 전자 처리 유닛을 갖는 컴퓨터, 및 상기 전자 처리 유닛에 의해 실행될 수 있는 마커 포인트 식별 모듈을 저장하는 메모리 모듈을 포함하는 이미징 시스템으로서,

상기 마커 포인트 식별 모듈은 실행될 때,

상기 컴퓨터에서, 상기 스캐너에 의해 생성된 이미지 데이터에 기초하여 이미지를 획득하고;

엑스선 보상과 더불어 이차원 고역 통과 필터를 상기 이미지에 적용하여 배경을 억제함으로써 배경 억제된 이미지를 생성하고;

상기 배경 억제된 이미지로부터 마커 관련 포인트들을 추출하도록 구성되고,

상기 마커 포인트 식별 모듈은 실행될 때,

이차원 저역 통과 필터를 상기 이미지에 적용하여 저역 통과 이미지를 생성하고,

상기 이미지와 상기 저역 통과 이미지를 조합함으로써 상기 이차원 고역 통과 필터를 적용하도록 더 구성되는 이미징 시스템.

청구항 15

제14항에 있어서, 상기 마커 포인트 식별 모듈은 실행될 때, 둘 이상의 일차원 고역 통과 필터를 상기 이미지에 순차적으로 적용함으로써 상기 이차원 고역 통과 필터를 적용하도록 더 구성되고, 각각은 상기 이미지 상에 상이한 이차원 방향으로 수행되는 이미징 시스템.

청구항 16

제14항에 있어서, 상기 마커 포인트 식별 모듈은 실행될 때, 상기 배경 억제된 이미지 내의 극대값들을 정의함으로써 상기 배경 억제된 이미지로부터 상기 마커 관련 포인트들을 추출하도록 더 구성되고, 극대값들을 정의하는 것은 상기 배경 억제된 이미지 내에서 더 작은 픽셀 값들을 갖는 8개의 이웃 픽셀을 갖는 픽셀들을 식별하는 것을 포함하는 이미징 시스템.

청구항 17

제16항에 있어서, 상기 마커 포인트 식별 모듈은 실행될 때,

상기 극대값들에 기초하여 후보 영역들을 성장시키고,

형상 기준을 각각의 후보 영역에 적용하고,

인접하는 투영 이미지들 내의 후보 영역들을 비교하고 후보 영역들 사이에 근접성 기준들을 적용하여 후보 영역들을 제거함으로써 상기 배경 억제된 이미지로부터 상기 마커 관련 포인트들을 추출하도록 더 구성되는 이미징 시스템.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 본 발명의 실시예들은 이미지 처리에 관한 것이다. 구체적으로, 실시예들은 엑스선 이미지들 내에 위치하는 마커 관련 포인트들을 검출하고, 위치측정하고, 분류하기 위한 방법들 및 시스템들을 제공한다.

배 경 기 술

[0002] 현대의 이미징 시스템들은 단일 절차 또는 스캔 동안 많은 이미지를 획득한다. 이미지들은 환자를 통한 유한 폭의 "슬라이스들"을 나타내는 하나 이상의 이미지들을 생성하기 위해 재구성으로 알려진 프로세스를 이용하여 결합된다. 결과적인 이미지들은 종종 의료 또는 치과 절차들을 위한 준비로서 또는 이미징 장비를 적절히 조정하기 위해 분석되므로, 이미지들은 가능한 한 분명한 것이 중요하다. 그러나, 스캔 동안의 환자의 움직임은 이미지 내에 에러들 또는 블러링(blurring)을 유발할 수 있다.

[0003] 이미징 절차 전에 종종 환자 위에 마커들이 배치된다. 마커들은 결과 이미지 상에 마커 포인트들로서 나타나며, 이미지 내의 특정 특징들을 식별하는 데 사용된다. 마커 포인트들은 환자 움직임에 대해 이미지들을 교정하는 데에도 사용될 수 있다. 통상의 모션 교정 시나리오에서는, 스캔 동안 캡처된 수백(예로서, 600) 개 이상의 이미지들 각각에서 비교적 적은 수의 (예로서, 7개의) 마커들이 식별되어야 한다. 따라서, 마커들을 이용하여 환자 모션을 검출하고 교정하는 것은 이미지들 내에서 수천 개의 마커 포인트들(예로서, 위의 예를 이용할 경우에 4,200개의 마커 포인트들)이 자동으로 식별될 수 있을 경우에만 실용적이다. 마커 포인트 식별은 엑스선 이미징의 비선형 특성 및 엑스선 이미지들의 비교적 큰 동적 범위에 의해 더 복잡해진다.

[0004] 또 다른 복잡함은 마커 포인트 식별 및 결과적인 모션 교정이 빠르게 수행되어야 한다는 것인데, 그 이유는 이것이 이미지들의 재구성이 시작될 수 있기 전에 완료되어야 하기 때문이다. 이미지들 상에서 마커와 같은 포인트들을 식별하기 위한 기존의 방법들은 이러한 포인트들의 일반적인 원형 특성에 의존하며, 완료를 위해 이미지당 30초 정도로 오래 걸릴 수 있는 이미지 기울기 처리 또는 호프(Hough) 변환의 소정 변형과 같은 포인트 식별

기술들을 이용한다. 가장 간단한 방법들도 이미지당 1/10초 이상 걸릴 수 있고, 종종 이미지당 5초 정도로 오래 걸릴 수 있다.

[0005] 이러한 모션 교정 방법의 정밀도는 마커 포인트 로케이션들의 추출의 정밀도와 직접 관련된다. 예를 들어, 대부분의 교정 방법들에서, 마커들은 픽셀의 1/4 내지 1/8의 정밀도로 위치측정되어야 한다. 이러한 정밀도는 배경 값들의 넓은 동적 범위, 이미지 배경에 대한 비선형 의존성 및 잡음의 존재시에 달성되어야 한다. 많은 기존 교정 방법들은 이미지 배경의 비선형성을 적절히 처리하지 못하며, 이는 이미지 에지들에서의 위치 에러들을 유발한다. 이러한 기존의 방법들은 이미지 내의 마커들이 비교적 서로 가까울 때에도 잘 동작하지 못한다.

[0006] 이미지 내에서 마커 포인트들이 식별되면, 이들은 또한 이들의 근원인 물리 마커들로 역맵핑되어야 한다. 물리 마커들은 그들의 삼차원("3D") 위치 좌표들에 의해 고유하게 식별된다. 따라서, 특정 마커들과 관련된 각각의 투영 이미지로부터 포인트들의 리스트들을 생성하기 위해, 하나의 단계는 각각의 마커의 물리적 로케이션을 식별하는 것이다. 이것은 마커에 의해 생성되는 포인트들의 위치가 갠트리(gantry)의 회전에 따라 투영 이미지마다 변하는 방법과 가장 일치하는 각각의 마커의 3D 로케이션을 식별함으로써 수행될 수 있다. 그러나, 각각의 마커의 관련 포인트 로케이션들은 환자의 움직임 또는 계획되지 않은 시스템 또는 장비 움직임으로 인해 그들의 예상 로케이션들과 크게 다를 수 있다. 따라서, 잡음 또는 환자 모션의 존재시에 또는 다수의 마커가 서로 가까이 위치할 때 마커의 삼차원 좌표들의 식별의 정밀도가 저하된다. 마커의 3D 로케이션을 식별하기 위한 기존의 기술들은 원격 센서에 의해 검출되고 위치로 변환되는 위치 의존 전자기장을 이용할 수 있다. 이러한 송신기 및 센서 시스템의 복잡성에 더하여, 시스템에 의해 사용되는 기술은 마커의 삼차원 위치를 결정하기 위해 다수의 센서에 의존한다. 다른 위치측정 기술들은 다수의 검출된 장소들 사이의 고정된 관계의 지식에 의존하는 광학 기술들을 수반하며, 이는 기술의 복잡성을 증가시킨다.

[0007] 이미지 포인트들과 관련된 물리 마커들이 식별되고, 각각에 위치가 할당된 후에도, 각각의 이미지 상의 각각의 포인트를 그의 소스 마커에 할당하는 문제가 여전히 존재한다. 이것이 행해지기 전에, 모든 이미지들 내의 모든 포인트들은 단지 단일 리스트로서 존재한다. 포인트 할당(마커 추적)은 각각의 이미지 상의 각각의 마커 포인트와 이를 실제로 생성한 마커를 연관시키려고 시도한다. 포인트 할당이 완료된 후, 각각의 마커는 그 마커와 관련된 마커 포인트들의 개별 리스트를 가질 것이다. 각각의 마커의 개별 리스트는 각각의 투영 이미지에서 하나 또는 0개의 마커 포인트만을 가질 수 있다. 모션 및 측정 에러가 존재하는 경우에도 마커들과 이들의 관련 마커 포인트들 사이의 올바른 대응이 유지되는 것이 중요하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 투영 이미지들에서 환자 위에 배치된 외부 마커들을 빠르게 검출하고 위치측정하기 위한 메커니즘이 개시된다.

과제의 해결 수단

[0009] 실시예들은 이후에 모션 교정 시스템들에서 사용될 수 있는 이미지 내의 마커 관련 포인트들을 빠르게 식별하기 위한 시스템들 및 방법들을 제공한다. 하나의 방법은 각각의 투영 이미지를 처리하여 원형 물체들(즉, 마커 포인트들의 형상)을 제외한 모든 물체들의 강도를 줄이는 단계, 각각의 이미지 내의 국지적 최대값들을 식별하는 단계, 국지적 최대값들을 증가시켜 후보 영역들을 생성하는 단계, 및 각각의 후보 영역에 원형 및 투영 연속성 기준들을 적용하는 단계를 포함한다. 이 방법은 적용되는 단순 평균 필터들, 차이들 및 제산/감산 연산들의 시퀀스를 이용하여, 다른 방법들에 비해 적어도 한 차수 정도의 크기만큼 총 이미지 처리 시간을 줄이는 방식으로, 원형 물체들을 제외한 모든 물체들의 강도를 줄인다. 하나의 방법은 이미지를 획득하는 단계, 2D 고역 통과 필터를 적용하여 배경 억제 이미지를 생성하는 단계, 및 배경 이미지로부터 마커 관련 포인트들을 추출하는 단계를 포함한다.

[0010] 실시예들은 이미지 내의 마커 포인트 로케이션들의 정확한 서브픽셀 위치측정을 수행하기 위한 시스템들 및 방법들도 제공한다. 하나의 방법은 이미지 내에서 식별된 각각의 마커 포인트의 위치를 2개의 차원 각각에서 독립적으로 평가하는 단계를 포함한다. 이러한 평가는 마커 포인트의 일측 또는 양측을 샘플링하여 각각의 마커 포인트의 배경 프로파일을 결정함으로써 수행된다. 기준선 프로파일과 마커 포인트 프로파일의 비율을 취하는 것은 배경 효과들을 교정하면서 엑스선 감쇠의 비선형성을 해결한다. 마커 포인트 프로파일의 꼬리들의 평균값을 감산함으로써 잔여 배경 오프셋이 제거된다. 마지막으로, 결과적인 마커 포인트 프로파일을 평가하여, 마커 포인트의 로케이션을 나타내는 그의 최초 모멘트를 결정한다. 대안으로서, 프로파일은 위치 피트 파라미터를

이용하여 이론적 마커 포인트 프로파일을 마커 포인트 프로파일에 피팅함으로써 처리될 수 있다. 이 방법은 투영 이미지 픽셀 크기의 해상도보다 훨씬 높은 해상도로 컴퓨터 토모그라피 스캔의 투영 이미지 내의 마커 포인트들의 위치를 결정한다. 더구나, 이 방법은 상당한 불균일 배경 및 인접 구조들의 존재시에 마커 식별 또는 위치측정을 수행한다. 하나의 방법은 마커 포인트를 포함하는 이미지를 획득하는 단계, 배경 교정된 마커 포인트 프로파일을 도출하는 단계, 배경 및 기준선 교정된 마커 포인트 프로파일을 도출하는 단계, 및 마커 포인트의 서브픽셀 위치를 배경 교정된 마커 포인트 프로파일의 피크의 중심으로서 정의하는 단계를 포함한다.

[0011] 실시예들은 근사 3D 위치를 빠르게 식별하여 이미지들 상의 마커 포인트들과 관련된 마커에 할당하기 위한 시스템들 및 방법들도 제공한다. 하나의 방법은 투영 이미지마다의 관찰된 마커 포인트의 위치 변화들을 취하는 단계, 및 ϕ, Z 및 R 원통 좌표들의 상이한 가능한 값들을 이용하여 정의되는 이론 투영 궤적들에 위치 변화들을 피팅하는 단계를 포함한다. 이 단계는 원통 좌표 차원들 중 하나 이상에 대한 잠재적 값들의 세트를 정의하는 단계 및 세트로부터 값들 중 하나를 선택하는 단계를 포함한다. 이어서, 이 방법은 세트로부터 선택된 값에 의해 정의되는 궤적으로부터의 거리들의 한 범위 내에 속하는 각각의 투영 이미지 내의 마커 포인트들을 결정한다. 이어서, 궤적 범위의 경계들로부터의 각각의 마커 포인트의 평균 제곱 거리를 발견함으로써 범위 내에 속하는 각각의 마커 포인트에 메트릭이 할당된다. 메트릭을 범위 내의 모든 마커 포인트들에 대해 합산하여, 특정 시도 좌표 값 세트와 관련된 단일 메트릭을 도출한다. 이러한 단계들은 잠재적 좌표 값들의 세트 내의 각각의 값에 대해 반복되고, (좌표 값들의 함수인) 결과적인 메트릭 값들을 평가하여 함수 피크들을 결정하며, 이들 피크 각각은 하나 이상의 마커들의 클러스터를 나타내는 것으로 가정된다. 피크들과 관련된 하나 이상의 원통 좌표들에 대한 이러한 좌표 값들은 대응하는 도출된 물리 마커들에 할당된다. 이러한 단계들은 마커들이 3개의 좌표 모두를 할당받을 때까지 나머지 원통 좌표들에 대해 반복된다. 메트릭 피팅의 특성으로 인해, 잡음 및 환자 움직임의 존재시에 평균 마커 로케이션을 발견하고, 서로 가까이 위치하는 다수의 마커를 추출하고 분리하는 것이 가능하다. 하나의 방법은 이미지들의 시퀀스를 획득하는 단계를 포함하며, 각각의 이미지는 스캐너의 회전각을 나타내고, 제1 값 및 제2 값을 갖는다. 이 방법은 이미지들의 시퀀스를 통해 마커 포인트 위치들의 제1 값의 거동을 분석하여 마커의 방사상 거리 및 마커의 각 위치를 결정하는 단계도 포함한다. 이 방법은 이미지들의 시퀀스를 통해 마커 포인트 위치들의 제2 값의 거동을 분석하여 마커의 축 방향 위치를 결정하는 단계도 포함한다.

[0012] 실시예들은 마커 추적이라고 하는 프로세스를 통해 각각의 투영 이미지 내의 각각의 마커 포인트를 그 마커 포인트와 관련될 가능성이 가장 큰 단일 물리 마커에 할당하기 위한 시스템들 및 방법들도 제공한다. 하나의 방법은 복수의 마커 포인트를 갖는 이미지들의 시퀀스를 획득하는 단계 및 각각의 이미지 내의 물리 마커에 대한 예상 U 및 V 위치 및 범위를 계산하는 단계를 포함한다. 이 방법은 물리 마커를 선택하는 단계 및 그 물리 마커에 대해 이론적으로 결정된 각각의 투영 이미지 내의 예상 마커 포인트 로케이션들의 범위 내에 속하는 마커 포인트들로 구성된 후보 포인트들의 리스트를 생성하는 단계도 포함한다. 이 방법은 이론으로부터의 에러를 각각의 마커 포인트에 할당하기 위해 리스트 내의 각각의 마커 포인트의 실제 이미지 로케이션으로부터 물리 마커의 이론 궤적을 감산함으로써 리스트를 처리하는 단계를 더 포함한다. 이어서, 이 방법은 리스트를 투영별로 트래버스하고, U 및 V 양 방향 및 다른 기준들에서의 후보 리스트 내의 연속 포인트들의 에러들 사이의 제1 시간 도함수들에 기초하여 리스트를 투영 이미지당 0 또는 하나의 "양호 포인트"로 제한한다.

[0013] 본 발명의 다른 양태들은 상세한 설명 및 첨부 도면들을 고찰함으로써 명백해질 것이다.

발명의 효과

[0014] 본 발명의 실시예들은 밀도 높은 주변 해부학적 구조 및 광범위한 환자 모션의 존재시에도 마커들이 검출될 수 있게 한다. 투영 이미지들 상의 마커 포인트들의 위치들이 추출되면, 마커 포인트들은 마커 기반 환자 모션 검출을 수행하는 데 사용될 수 있다. 본 발명의 실시예들은 모션 교정 이상으로, 예를 들어 스캐너 조정, 자동 두부 계측학적 측정 및 품질 제어 평가를 위해서도 사용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0015] 도 1은 원뿔 빔 계산 토모그라피 시스템을 개략적으로 도시한다.

도 2는 도 1의 컴퓨터를 개략적으로 도시한다.

도 3은 다수의 마커 포인트를 포함하는 이미지를 도시한다.

도 4는 마커 포인트 식별 방법을 나타내는 흐름도이다.

도 5는 도 4의 마커 포인트 식별 방법의 배경 저감 프로세스를 나타내는 흐름도이다.

도 5a는 1-D 누적 평균 필터의 적용을 나타내는 흐름도이다.

도 6은 도 5의 배경 저감 프로세스의 일부인 일 차원에서 이미지를 빠르게 평균 필터링하는 데 사용되는 프로세스의 그래픽 도면이다.

도 7은 도 5의 배경 저감 프로세스를 적용한 후의 도 3의 이미지를 나타낸다.

도 8은 도 4의 마커 포인트 식별 방법의 마커 포인트 추출 프로세스를 나타내는 흐름도이다.

도 9 및 10은 도 8의 마커 포인트 추출 프로세스의 단계들을 수행한 후의 도 7의 이미지를 나타낸다.

도 11은 마커 포인트 서브픽셀 위치측정 방법을 나타내는 흐름도이다.

도 12는 도 11의 마커 포인트 서브픽셀 위치측정 방법의 마커 포인트 프로파일 도출 프로세스를 나타내는 흐름도이다.

도 13은 도 12의 마커 포인트 프로파일 도출 프로세스에서 분석되는 마커 포인트를 둘러싸는 예시적인 픽셀 열들의 그래픽 도면이다.

도 14는 도 12의 마커 포인트 프로파일 도출 프로세스에서 사용되는 마커 포인트 프로파일 및 기준선 프로파일의 예시적인 값들을 나타내는 그래프이다.

도 15는 도 11의 마커 포인트 서브픽셀 위치측정 방법의 마커 포인트 위치 결정 프로세스를 나타내는 흐름도이다.

도 16은 도 15의 적분 마커 중심 결정 프로세스를 이용하는 예시적인 마커 포인트 프로파일 곡선의 서브픽셀 마커 포인트 중심 로케이션을 나타내는 그래프이다.

도 17은 도 15의 곡선 피트 마커 포인트 중심 결정 프로세스를 이용하는 마커 포인트 프로파일 곡선에 대한 예시적인 베스트 피트 가우스 곡선의 서브픽셀 마커 포인트 중심 로케이션을 나타내는 그래프이다.

도 18은 물리 마커 삼차원 위치측정 방법을 나타내는 흐름도이다.

도 19a-b는 U 차원에서의 마커 포인트의 거동을 분석하는 프로세스를 나타내는 흐름도이다.

도 19c-d는 V 차원에서의 마커 포인트의 거동을 분석하는 프로세스를 나타내는 흐름도이다.

도 20은 U 방향에서의 모션의 존재시에 투영 이미지들의 시퀀스를 통해 다수의 마커 포인트의 다수의 U 위치에 Φ의 시도 값을 피팅하는 프로세스의 일례를 나타내는 그래프이다.

도 21은 R의 고정 값에서의 함수 Φ로서의 시도 R 및 Φ 값 쌍들에 대한 누적 피팅 메트릭들의 예시적인 일차원 플롯을 나타내는 그래프이다.

도 22는 투영 이미지들의 시퀀스를 통해 3개의 마커의 V 궤적들에 Z의 시도 값들을 피팅하는 프로세스의 일례를 나타내는 그래프이다.

도 23은 함수 Z로서의 누적 피팅 메트릭의 예시적인 일차원 플롯을 나타내는 그래프이다.

도 24a-e는 마커 포인트 대 물리 마커 맵핑 방법을 나타내는 흐름도이다.

도 25는 투영 이미지들의 시퀀스를 통해 식별된 모든 마커 포인트들의 예시적인 물리 마커 및 예시적인 U 위치들에 대한 예상 U 범위를 나타내는 그래프이다.

도 26은 도 25에 도시된 U 범위 내의 U 위치들을 갖는 도 25에 도시된 마커 포인트들을 나타내는 그래프이다.

도 27은 예시적인 후보 마커 포인트 리스트의 일부의 그래픽 도면이다.

도 28은 예시적인 후보 마커 포인트 리스트의 편평화 프로세스의 그래픽 도면이다.

도 29는 예시적인 후보 마커 포인트 리스트의 동기화 프로세스의 그래픽 도면이다.

도 30은 "다음" 투영 이미지가 둘 이상의 후보 마커 포인트를 포함할 때의 "다음" 투영 이미지의 처리의 그래픽 도면이다.

도 31은 "다음" 투영 이미지가 단일 후보 마커 포인트를 포함할 때의 "다음" 투영 이미지의 처리의 그래픽 도면이다.

도 32는 "다음" 투영 이미지가 후보 마커 포인트를 포함하지 않을 때의 "다음" 투영 이미지의 처리의 그래픽 도면이다.

도 33은 양호 포인트 리스트가 양호 포인트 및 의심 포인트를 포함할 때의 "다음" 투영 이미지의 처리의 그래픽 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0016] 본 발명의 임의 실시예들을 상세히 설명하기 전에, 본 발명은 아래의 설명에서 설명되거나 아래의 도면들에서 예시되는 구성의 상세들 및 컴포넌트들의 배열로 그 응용이 한정되지 않는다는 것을 이해해야 한다. 본 발명은 다른 실시예들이 가능하며, 다양한 방식으로 실시되거나 실행될 수 있다.

[0017] 복수의 하드웨어 및 소프트웨어 기반 장치는 물론, 복수의 상이한 구조 컴포넌트가 본 발명을 구현하는 데 사용될 수 있다는 점에도 유의해야 한다. 더구나 그리고 아래의 단락들에서 설명되는 바와 같이, 도면들에 예시되는 특정 구성들은 본 발명의 실시예들을 예시하는 것을 의도한다. 대안 구성들이 가능하다.

[0018] 엑스선은 광선과 유사한 복사선의 한 형태이지만, 인체를 통과할 수 있는 선이다. 그러나, 엑스선이 인체를 통과할 때, 엑스선의 강도가 감소한다. 강도 감소의 양은 엑스선이 통과하는 조직들의 밀도와 관련된다. 이러한 엑스선의 특성은 인체 및 다른 대상들 내의 구조들의 이미지들을 생성하는 데 사용된다.

[0019] 엑스선 시스템은 전통적으로 엑스선들의 발산 빔을 생성하는 엑스선 튜브를 포함한다. 사람 또는 대상이 엑스선 튜브와 필름 시트 사이에 배치되며, 필름 시트는 각각의 로케이션에서 그에 충돌하는 엑스선의 강도에 민감하다. 엑스선 튜브가 턴온 및 턴오프되고, 필름이 현상되고, 결과적인 이미지는 엑스선의 경로 내의 구조들의 "쉐도우 이미지"를 제공하며, 밀도가 더 높은 구조들은 이미지 내에서 더 하얗게 보인다.

[0020] 현대의 엑스선 프로세스들은 필름이 아니라 하나 이상의 검출기를 사용한다. 검출기는 검출기에 도달하는 엑스선들의 양(즉, 강도)을 전자적으로 검출하고 정량화한다. 검출기들을 사용하여, 엑스선 소스를 환자 주위로 회전시키고, 엑스선 소스로부터 반대쪽인 환자의 측면에서 검출기 요소들의 싱글-와이드 스트립(single-wide strip)으로 결과적인 엑스선들을 전자적으로 검출하는 엑스선 계산 토모그라피("CT") 시스템들이 제작되었다. 모든 상이한 엑스선 위치들에 대해 검출기들로부터의 데이터가 수집된 후에 재구성으로 알려진 프로세스에서 결합된다. 결합된 이미지들은 환자를 통한 단일의 유한 폭의 "슬라이스"를 나타내며, 각각의 포인트에서의 이미지의 강도는 특정 물리 로케이션에서의 조직의 엑스선 밀도를 나타낸다. 엑스선 소스, 검출기들, 및 엑스선 소스의 회전을 가능하게 하는 기계 구조의 결합은 "CT 갠트리"로 알려져 있다.

[0021] 이미지 획득들 또는 스캔들 사이에 환자, 엑스선 소스 또는 이들 양자를 이동시키면서 프로세스를 반복함으로써 다수의 슬라이스를 얻을 수 있다. 예를 들어, 환자를 지지하는 테이블을 이동시키면서 엑스선 소스를 회전시킴으로써 데이터의 슬라이스 대신에 "헬릭스(helix)"를 생성한다. 게다가, 검출기들의 단일 행으로부터 다수의 행으로(예로서, 256 행까지) 검출기 스트립 또는 링의 크기 또는 폭을 증가시키는 것은 더 많은 데이터의 더 빠른 획득을 가능하게 한다. 더구나, 검출기 스트립을 더 큰 이차원 검출기로 교체하는 것은 데이터의 단일 스트립만이 아니라 각각의 엑스선 소스 위치에서의 전체 검출기 패널 이미지를 얻는다. 600개 이상일 수 있는 이러한 이미지들의 집합은 투영 이미지로 알려져 있다. 각각의 투영 이미지는 엑스선 소스 및 검출기가 환자 주위를 동기적으로 회전할 때 상이한 시각 또는 각도로부터의 환자의 엑스선 스냅샷을 나타낸다. 이차원 검출기를 커버하는 데 필요한 원뿔 형상 엑스선 빔으로 인해, 이러한 타입의 CT 이미징은 원뿔 빔("CB") CT 이미징으로 알려져 있다. 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 CB CT 이미징 시스템(10)을 개략적으로 나타낸다.

[0022] CB CT 이미징 시스템(10)은 스캐너(12) 및 컴퓨터(14)를 포함한다. 스캐너(12)는 엑스선 소스(16), 검출기(18) 및 회전 캐리어(20)를 포함하는 CT 갠트리(13)를 포함한다. 엑스선 소스(16) 및 검출기(18)는 회전 캐리어(20) 상에 서로 맞은 편에 정렬되며, 이 회전 캐리어는 엑스선 소스(16) 및 검출기(18)를 환자(22)를 빙 돌아 이동시킨다. 환자(22)는 시트(24)에 의해 지지된다. 도 1에 도시된 이미징 시스템(10)은 치과용 이미징 시스템이다. 따라서, 환자(22)는 시트(24)에 앉아 그의 턱을 받침대(26) 안에 걸친다. 갠트리(13)가 환자의 머리의 스캔을 완료하기 위해 회전하는 동안, 받침대(26)는 환자의 머리를 비교적 정지 상태로 유지한다.

[0023] 스캐너(12)는 이미지 데이터를 컴퓨터(14)로 출력한다. 이미지 데이터는 스캔 동안에 검출기(18)에 의해 검출된 엑스선들의 강도 레벨을 나타낸다. 컴퓨터(14)는 디스플레이(32) 및 키보드(34)와 같은 하나 이상의 입력

및/또는 출력 장치들을 포함하는 콘솔(30)에 접속된다. 사용자는 콘솔(30)을 이용하여 컴퓨터(14)와 상호작용한다. 예를 들어, 사용자는 콘솔(30)을 이용하여 컴퓨터(14)로부터 이미지들 또는 다른 데이터를 요청할 수 있다. 컴퓨터(14)는 요청된 정보를 콘솔(30)에 제공하며, 콘솔(30)은 정보를 디스플레이(32) 상에 표시하고, 정보를 프린터(도시되지 않음)로 인쇄하고, 그리고/또는 정보를 컴퓨터 판독 가능 메모리 모듈(도시되지 않음)에 저장한다.

[0024] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 도 1의 컴퓨터(14)를 개략적으로 나타낸다. 컴퓨터(14)는 입출력 인터페이스(40), 전자 처리 유닛("EPU")(42), 및 랜덤 액세스 메모리("RAM") 모듈(44) 및 판독 전용 메모리("ROM") 모듈(46)과 같은 하나 이상의 메모리 모듈들을 포함한다. 입출력 인터페이스(40)는 스캐너(12)로부터 이미지 데이터를 수신하고, 이미지 데이터를 EPU(42)에 제공한다. 일부 실시예들에서, 입출력 인터페이스(40)는 이미지 데이터를 RAM 모듈(44)과 같은 메모리 모듈에 저장하며, EPU(42)는 처리를 위해 메모리 모듈로부터 이미지 데이터를 획득한다. 입출력 인터페이스(40)는 조정 및 조작 데이터 또는 명령어들과 같은 데이터를 스캐너(12)로 전송할 수도 있다.

[0025] EPU(42)는 이미지 데이터를 수신하고, 하나 이상의 애플리케이션들 또는 모듈들을 실행함으로써 정보를 처리한다. 일부 실시예들에서, 애플리케이션들 또는 모듈들은 ROM 모듈(46)과 같은 메모리에 저장된다. 다른 실시예들에서, 애플리케이션들 또는 모듈들은 하드 디스크 저장 유닛에 저장되고, 실행을 위해 RAM으로 전달될 수 있다. 도 2에 도시된 바와 같이, ROM 모듈(46)은 마커 포인트 식별 모듈(50), 마커 포인트 서브픽셀 위치측정 모듈(52), 물리 마커 삼차원("3D") 위치측정 모듈(54), 마커 포인트 맵핑 모듈(56), 환자 모션 식별 모듈(58) 및 이미지 재구성 모듈(59)을 저장한다. EPU(42)는 마커 포인트 식별 모듈(50)을 검색 및 실행하여, 수신된 이미지 데이터 내의 마커 포인트들을 식별한다(도 4-10 참조). EPU(42)는 마커 포인트 서브픽셀 위치측정 모듈(52)을 검색 및 실행하여, 마커 포인트 로케이션들의 정확한 서브픽셀 위치측정을 제공한다(도 11-17 참조). EPU(42)는 물리 마커 3D 위치측정 모듈(54)을 검색 및 실행하여, 투영 이미지들 내의 물리 마커들의 마커 포인트들을 통해 식별된 물리 마커들의 삼차원 로케이션들을 결정한다(도 18-23 참조). EPU(42)는 마커 포인트 맵핑 모듈(56)을 검색 및 실행하여, 투영 이미지들 내에서 식별된 마커 포인트들을 특정 물리 마커들에 맵핑한다(도 24-33 참조). EPU(42)는 환자 모션 식별 모듈(58)을 검색 및 실행하여, 환자 모션 정보를 도출한다. EPU(42)는 이미지 재구성 모듈(59)을 검색 및 실행하여, 투영 이미지들을 모션 정보와 결합하고, 한 세트의 모션 교정된 축방향 이미지들을 생성한다.

[0026] 완전한 갠트리 회전은 약 8 내지 40초가 걸린다. 이 시간 동안에 환자가 움직일 수 있으며, 이는 결과 이미지들의 블러링을 유발한다. 통상적인 이미지 해상도는 0.25 밀리미터 정도이다. 따라서, 이와 동일한 정도의 환자 모션은 종종 이미지 블러링을 유발하며, 광범위한 환자 움직임은 결과 이미지들을 그들의 의도된 임상 목적에 맞지 않게 할 수 있다.

[0027] 컴퓨터(14)(도 2 참조)는 결과 이미지들 내의 단단한 물체들의 움직임을 추적함으로써 환자 움직임에 대해 이미지들을 교정할 수 있다. 예를 들어, 환자 움직임이 없는 이상적인 조건들에서, 이미지화된 단단한 물체들은 갠트리가 환자 주위를 회전함에 따라 투영 이미지들의 이차원에서 잘 정의된 방식으로 로케이션을 변경한다. 이미지 내의 물체들의 예상 로케이션들 간의 편차가 환자 움직임에 의해 유발된다. 잘 정의된 물체의 그의 예상 로케이션들로부터의 편차들을 측정함으로써, 환자 모션의 양이 측정되고 교정될 수 있다. 특히, 이미지 내에 적어도 3개의 물체가 존재하는 경우, 물체들의 예상 로케이션들로부터의 측정된 편차들을 조합하여, 6-파라미터 환자 위치 에러 값(예로서, 환자 모션 벡터)을 결정할 수 있으며, 이 값은 환자 움직임을 교정하기 위해 이미지들에 적용될 수 있다.

[0028] 원하는 수의 잘 정의된 단단한 물체들이 이미지들 내에 존재하는 것을 보증하기 위하여, 환자 위에 하나 이상의 기준 마커들이 배치된다. 마커들은 통상적으로 납 또는 스틸 BB들로 구성되며, 이들은 밀도가 높고, 엑스선들의 통과를 방지하거나 제한한다. 마커들은 다른 재료들로 제조될 수 있으며, 스캔 동안에 생성되는 투영 이미지들의 대부분에서 보이는 다른 형태들 또는 형상들로 구성될 수 있다. 각각의 마커 또는 다수의 마커는 접착제의 층들 사이에 배치될 수 있으며, 접착제는 환자에 도포되어, 마커들이 절차 동안에 움직이지 않는 것을 보증할 수 있다.

[0029] 마커들은 CB CT 이미징 시스템에 의해 생성되는 각각의 시야 또는 이미지가 적어도 3개의 마커 포인트를 포함하도록 환자 위에 배치된다. 예를 들어, 적어도 3개의 마커 포인트가 CB CT 이미징 시스템에 의해 생성되는 각각의 이미지 내에 존재하는 것을 보증하기 위하여, 위치 측정 잡음을 줄이기 위하여 그리고 결과들의 통계 조합을 가능하게 하기 위하여, 환자 위에 7개 내지 9개의 마커가 배치될 수 있다. 일부 실시예들에서, 마커들은 환자

에 대해 최대 공간 분포를 갖도록 그리고 정상적인 이미지 해석의 방해를 방지하도록 균일하게 이격된다.

[0030] 이미지 내의 마커 식별

[0031] 마커들이 환자 위에 배치된 후, 환자, 예를 들어 환자의 머리에 대해 스캔이 행해지며, 투영 이미지들의 시퀀스를 나타내는 결과적인 이미지 데이터가 컴퓨터(14)(도 2 참조)로 전송된다. 도 3은 8개의 마커 포인트(102)를 포함하는 예시적인 투영 이미지(100)를 나타낸다. 생성된 투영 이미지들을 환자 움직임에 대해 교정하는 최초 단계로서, 컴퓨터(14)는 생성된 투영 이미지들을 처리하여 각각의 이미지 내의 마커 포인트들을 식별한다. 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 마커 포인트 식별 방법(60)을 나타낸다. 마커 포인트 식별 방법(60)은 컴퓨터(14)의 EPU(42)가 마커 식별 모듈(50)을 실행할 때 EPU(42)에 의해 수행된다.

[0032] 도 4에 도시된 바와 같이, 방법(60)의 제1 단계는 일반적으로 각각의 투영 이미지의 배경의 강도를 줄이는 단계(단계 62)를 포함한다. 이러한 배경 억제 단계는 이미지의 배경 부분을 최소화한다. 이미지의 배경 부분은 마커 포인트들 외의 이미지 내의 모든 것을 포함한다. 기준 마커들은 잘 정의된 형상(즉, 구 형상 또는 원형)을 가지므로, 단계 62는 이러한 잘 정의된 형상을 갖지 않는 이미지 내의 모든 것을 최소화한다.

[0033] 일부 실시예들에서는, 각각의 이미지에 선형 고역 통과 필터를 적용함으로써 배경 억제가 달성된다. 적절한 속도를 얻기 위하여, 세 번의 최적화가 수행된다. 첫번째로, 오리지널 이미지와 저역 통과 필터링된 이미지를 조합함으로써 고역 통과 작업이 이루어진다. 두번째로, 2개의 이미지 방향에서 동시에 필터를 수행하는 대신에, 둘 이상의 차원에서(즉, 0도, 45도, 90도 및 135도에서) 이미지에 일차원 고역 통과 작업이 순차적으로 적용된다. 마지막으로, 후술하는 누적 픽셀 접근법으로 구현된 단순 평균 필터를 이용하여 저역 통과 필터 작업이 이루어진다.

[0034] 일차원 고역 통과 필터 작업은 필터의 방향에서의 빠른 변화의 영역들을 강조하는 경향이 있을 것이다. 상이한 방향들에서 수행되는 그러한 작업들의 시퀀스는 모든 다른 형상들보다 원형 물체들을 강조하는 경향이 있을 것이다. 마커들에 의해 생성되는 마커 포인트들은 원형이므로, 이러한 필터링의 시퀀스는 마커 포인트들을 강조하고, 임의의 주변 구조들을 약화시킬 것이다.

[0035] 도 5는 배경 감소 단계(62)에 포함되는 프로세스 또는 단계들을 나타낸다. 도 5에 도시된 바와 같이, 오리지널 이미지(A)에 대해 먼저 단순 일차원 누적 평균 저역 통과 이미지 필터링을 수행함으로써 다차원 고역 통과 필터링 작업을 실행하여, 필터링된 이미지(B)를 생성한다(단계 69). 이어서, 필터링된 이미지(B)를 오리지널 이미지(A)와 결합하여, 후술하는 바와 같은 이미지(C)를 생성한다(단계 70). 이들 두 단계는 이전 필터링 단계로부터의 출력 이미지를 다음 필터링 단계에 대한 입력으로 사용하여 각각의 필터링 방향에 대해 반복된다(단계 71-73). 도 5에 도시된 프로세스는 빠른 다차원 고역 통과 필터링을 가능하게 하여 이미지의 배경을 줄인다. 도 6은 한 방향에서의 일차원 저역 통과 필터링에 포함되는 이러한 단계들의 예를 나타낸다.

[0036] 더 통상적인 커널 기반 필터링 접근법을 사용하는 것이 아니라, 단계들(69, 71)의 필터링은 (도 5a에 도시된) 누적 평균 필터를 사용함으로써 훨씬 더 빠르게 수행된다. 이러한 빠른 필터링은 새로운 이미지(이미지 B1)를 생성함으로써 달성되며, 새로운 이미지의 각각의 픽셀은 특정 픽셀로부터 아래로 필터의 방향에서의 제1 픽셀까지의 오리지널 이미지(A)로부터의 모든 픽셀 값들의 누적 합으로 설정된다(단계 74). 예를 들어, 도 6에 도시된 바와 같이, 컴퓨터(14)가 스캐너(12)로부터 오리지널 이미지(이미지 A)를 처음 획득할 때, 이 방법은 7개의 픽셀을 포함하는 이미지 A의 한 행을 고려하며(여기서, 처리 방향은 수평임), 이어서 이 행 내의 각각의 픽셀을 픽셀의 좌측까지의 픽셀 값들 + 이 픽셀의 값의 합으로 설정함으로써 누적 이미지(이미지 B1)가 생성된다.

[0037] 단계 74에서 누적 이미지가 생성되면, 이미지 B1을 저역 통과 필터링 팩터(예로서, 2)와 동일한 양만큼 시프트시켜, 시프트된 이미지(이미지 C1)를 생성한다(단계 75). 시프트된 에지 픽셀들을 단지 0이 되게 함으로써 이미지 에지들이 처리된다. 예를 들어, 도 6에 도시된 바와 같이, 누적 이미지(이미지 B1) 내의 각각의 픽셀을 좌측으로 2개 위치만큼 시프트시켜, 시프트된 이미지(이미지 C1)를 생성한다. 처음 2개의 픽셀(즉, 에지 픽셀들)의 좌측 2개 위치에는 픽셀이 존재하지 않으므로, 이 픽셀들은 0으로 설정된다.

[0038] 이어서, 누적 이미지(이미지 B1)로부터 시프트된 이미지(이미지 C1)를 감산하여, 차이 이미지(이미지 D1)를 생성한다(단계 76). 도 6에 도시된 바와 같이, 이미지들을 감산하기 위해, 시프트된 이미지(이미지 C1) 내의 각각의 픽셀 값을 시프트되지 않은 누적 이미지(이미지 B1) 내의 대응 픽셀 값으로부터 감산한다. 최종 단계는 차이 이미지(이미지 D1) 내의 각각의 픽셀을 필터 팩터(시프트 값)로 나누어 저역 통과 필터링된 이미지 B를 생성함으로써 차이 이미지를 정규화하는 것이다(단계 77).

[0039] 단계 74-77의 계산 시간은 저역 통과 필터의 커널 크기와 무관하다. 이 단계들에서의 계산은 통상의 커널 기반

필터에 대해 통상적으로 필요한 (커널 크기) x N개의 연산 대신에 대략 2 x N개의 가산 및 감산을 포함한다. 512 x 512 픽셀들의 이미지 및 15의 통상적인 평활 팩터의 경우, 이것은 7.5:1의 전통적인 1-D 커널 접근법에 비해 계산 시간의 감소를 나타낸다. 2D 커널에 비해, (2개의 1-D 누적 평균 필터 연산들에 비해) 15의 필터 팩터의 경우, 속도 향상은 56:1이다.

[0040] 일차원 저역 통과 필터링된 이미지가 생성된 후, 저역 통과 이미지(이미지 B)와 이를 생성하는 데 사용된 이미지(이미지 A)를 조합함으로써 고역 통과 필터링된 이미지(이미지 C)가 생성된다(단계 73). 이것은 2개의 이미지 사이의 단순 차이 연산에 의해 행해질 수 있다. 그러나, 제1 방향 필터링 단계 70에서의 처리를 위해 제산이 사용된다. 제산을 이용하여 엑스선 감쇠의 지수 특성 및 정규화된 이미지(이미지 B)를 보상하여 이미지 C를 생성한다(단계 70). 엑스선 감쇠는 재료 밀도의 음의 지수로서 발생하므로 차이 이미지의 제산이 효과적이다. 따라서, 제산은 지수화가 뒤따르는 로그들의 감산과 동등하므로, 차이 이미지의 제산은 계산 비용이 큰 로그 및 지수화 연산들을 방지한다.

[0041] 일차원 누적 평균 저역 통과 필터를 적용하고 입력 및 출력 이미지들을 조합하는 프로세스는 연속하는 차원들 각각에서 반복된다(단계 71-73). 그러나, 제1 차원이 처리된 후, 단계 72에서 제산 대신에 감산이 사용될 수 있는데, 그 이유는 엑스선 감쇠의 지수 특성의 교정이 제1 차원의 처리시에 수행되는 제산에 의해 완료되기 때문이다(단계 70). 통상적으로, 0도, 45도, 90도 및 135도에서의 4번의 통과는 넓은 범위의 배경들로부터의 구형상 마커 포인트들의 적절한 격리를 얻는 데에 충분하다. 도 7은 도 5의 배경 감소 방법을 적용한 후의 도 3의 이미지(100)를 나타낸다. 도 7에 도시된 바와 같이, 배경(즉, 마커 포인트들(102) 외의 이미지의 부분들)의 대부분은 감소되거나 어두워졌으며, 이는 마커 포인트들(102)이 더 쉽게 식별될 수 있게 한다.

[0042] 도 4를 다시 참조하면, 위의 단계들을 통해 배경이 감소되면, 고역 통과 필터링된 이미지로부터 마커 포인트들이 추출된다(단계 80). 도 8은 고역 통과 이미지로부터 마커 포인트들을 추출하는 프로세스 또는 단계들을 나타낸다. 도 8에 도시된 바와 같이, 프로세스는 각각의 고역 통과 이미지 내에 극대값들(local maxima)을 정의함으로써 시작된다(단계 82). 이 단계는 각각의 이미지에서 각각의 픽셀을 식별하는 단계를 포함하며, 픽셀의 8개의 이웃 픽셀 모두는 그보다 작은 값들을 갖는다. 이어서, 식별된 극대값들을 시드(seed) 포인트들로 사용하여 영역들을 성장시킨다(단계 84). 이 프로세스는 특정 영역 내에 포함된 극대값들을 단일 후보 물체 또는 영역 내에 결합한다. 일부 실시예들에서, 생성되는 영역들의 크기 또는 확장은 경험적으로 특정되는 더 낮은 값의 임계치에 의해 제한된다. 도 9는 후보 영역들(104)을 생성하는 극대값들의 영역 성장(단계 82, 84) 후의 도 7의 이미지(100)를 나타낸다.

[0043] 단계 86에서, 형상 기준을 각각의 후보 영역에 적용하여, 어느 영역들이 마커 포인트들을 나타낼 가능성이 가장 큰지를 식별한다. 일부 실시예들에서, 이 프로세스는 (1) 후보 영역 (a)의 픽셀 면적과 (2) 후보 영역의 평균 반경의 제곱 x 파이((a의 평균 반경)^2*π)에 의해 정의되는 면적 사이의 비율을 취함으로써 수행된다. 이 비율의 값은 후보 영역이 마커 포인트이기에 적절한 형상인지(예로서, 후보 영역이 원 형상을 갖는지)를 결정하는 데 사용된다.

[0044] 마지막으로, 단계 88에서, 후보 영역들을 더 처리하여, 인접하는 투영 이미지들 내의 후보 영역들의 로케이션을 비교하고 근접성 기준을 적용함으로써 가능성이 없는 후보들을 제거한다. 예를 들어, 후보 영역이 순차적인 투영 이미지들 간에 그의 위치에서 너무 많이 이동하는 경우, 후보 영역은 마커 포인트를 나타낼 가능성이 없다. 유사하게, 2개의 후보 영역이 너무 서로 가까운 경우, 이 영역들은 마커 포인트를 나타낼 가능성이 없다. 도 10은 후보 영역들(104)에 형상 기준을 적용하고 가능성 없는 후보 영역들(104)을 제거(단계 86, 88)한 후의 도 9의 이미지(100)를 나타낸다. 도 10에 도시된 바와 같이, 이 단계들 후에는 8개의 마커 포인트(102)(도 7 및 8 참조)에 대응하는 후보 영역들(104)만이 남는다.

[0045] 일부 실시예들에서, 이미지에 이차원 고역 통과 필터를 적용하는 것은 이미지에 이차원 저역 통과 필터를 먼저 적용하여 저역 통과 이미지를 생성하는 것을 포함한다. 이어서, 오리지널 이미지가 저역 통과 이미지와 조합된다.

[0046] 일부 실시예들에서, 마커 식별 방법(60)은 이미지당 50 밀리초 미만 정도의 시간에 수행될 수 있다. 게다가, 구 형상의 마커들이 사용될 때, 마커 포인트 식별 방법(60)은 마커들에 대한 높은 선택 레이트 및 논-마커 관련 구조들에 대한 높은 거절 레이트를 나타낸다. 예를 들어, 일부 실시예들에서, 마커 포인트 식별 방법(60)은 실세계 상황들에서 100% 감도 및 40:1보다 양호한 특이성(2.5% 미만의 거짓 검출)을 가질 수 있다.

[0047] 마커의 서브픽셀 중심 포인트의 결정

[0048] 마커 포인트 식별 방법(60)을 이용하여 이미지들 내에서 마커 포인트들이 식별된 후에도, 마커 포인트들은 모션 교정을 수행하는 데 사용될 수 있기 전에 더욱더 정확하게 정의되는 것이 필요할 수 있다. 특히, 마커 포인트 식별 방법(60)에 의해 제공되는 픽셀 해상도(서브픽셀)보다 훨씬 양호한 해상도로 마커 포인트들의 유효 이차원 위치를 아는 것이 필요할 수 있다. 픽셀 해상도의 1/8 정도로 작은 해상도가 필요할 수 있다. 다시, 이것은 이미지들 내에서 그리고 이미지마다 크게 변하는 배경의 존재시에 수행되어야 한다. 도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 마커 포인트 서브픽셀 위치측정 방법(110)을 나타낸다. 마커 포인트 서브픽셀 위치측정 방법(110)은 컴퓨터(14)의 EPU(42)가 마커 포인트 서브픽셀 위치측정 모듈(52)을 실행할 때 EPU(42)에 의해 수행된다. 일부 실시예들에서, 마커 포인트 서브픽셀 위치측정 방법(110)은 마커 포인트 식별 방법(60)에 의해 식별된 마커 포인트들을 시작 포인트로 사용하여, 후술하는 바와 같은 정확한 서브픽셀 마커 로케이션들을 결정한다.

[0049] 도 11에 도시된 바와 같이, 마커 포인트 서브픽셀 위치측정 방법(110)은 일반적으로 마커 포인트 프로파일 도출 프로세스(단계 112) 및 마커 포인트 중심 결정 프로세스(단계 114)를 포함하며, 이들 프로세스는 투영 이미지의 2개의 차원 각각에 대해 반복된다(단계 116). 아래에 더 상세히 설명되는 바와 같이(도 12-14 참조), 마커 포인트 프로파일 도출 프로세스(112)는 배경의 대부분을 제거하고 각각의 원하는 차원에서 멀티픽셀 마커 포인트 프로파일들을 생성하기 위해 단계들의 시퀀스를 적용한다. 마커 포인트 중심 결정 프로세스(114)에서, 생성된 마커 포인트 프로파일들은 마커의 예상 형상과 비교되며, 일차원 서브픽셀 마커 포인트 중심 로케이션들이 도출된다(도 15-16 참조).

[0050] 도 12는 본 발명의 일 실시예에 따른 마커 포인트 프로파일 도출 프로세스(112)를 나타낸다. 마커 포인트의 수직 위치를 도출하는 동작을 고려해보자, 여기서 수직 방향의 픽셀들의 시퀀스는 열로서 참조되고, 수평 방향의 픽셀들의 시퀀스는 행으로서 참조된다. 마커 포인트의 수평 위치를 도출하는 프로세스는 유사하지만, 행들에 대한 모든 참조들이 열들로 대체되고, 열들에 대한 참조들이 행들로 대체된다. 픽셀들의 행 및 픽셀들의 열은 각각 픽셀 라인으로 참조될 수 있다.

[0051] 프로세스의 제1 단계는 마커를 둘러싸는 배경 열들의 범위에 걸쳐 픽셀 값들을 평균함으로써 수직 배경 프로파일을 도출하는 단계(단계 120)를 포함한다. 도 13은 마커 포인트(122)를 둘러싸고 그 위에 중심을 갖는 픽셀들(121)의 예시적인 열들을 나타낸다. 단계 120은 마커 포인트(122)를 둘러싸는 배경 열들(121a)의 픽셀 값들을 평균하고, 마커 포인트(122) 위에 중심을 갖는 마커 열들(121b)의 픽셀 값들을 배제한다. 배경 열들(121a)을 평균하는 단계는 열들(121a)의 각각의 행에 걸쳐 픽셀 값들을 합산하고, 그 합을 열들의 수로 나누는 단계를 포함한다. 배경 열들(121a)을 평균하는 것은 마커 포인트(122)에 대한 배경 프로파일인 배경 값들의 단일 열을 생성한다.

[0052] 이어서, 마커 포인트(122) 위에 중심을 갖는 열들인 마커 열들(121b)을 평균함으로써 마커 포인트 프로파일이 도출된다(단계 124). 다시, 마커 열들(121b)을 평균하는 단계는 열들(121b)의 각각의 행에 걸쳐 픽셀 값들을 합산하고, 그 합을 열들의 수로 나누는 단계를 포함한다. 마커 열들(121b)을 평균하는 것은 마커 포인트(122)에 대한 마커 포인트 프로파일인 마커 값들의 단일 열을 생성한다.

[0053] 단계 126에서, 배경 프로파일은 마커 포인트 프로파일에 의해 행별로 나누어진다. 예를 들어, 배경 프로파일을 구성하는 평균들의 열의 각각의 행의 값이 마커 포인트 프로파일을 구성하는 평균들의 열의 대응 행의 값에 의해 나누어진다. 이러한 순서로 행 값들을 나누는 것은 이미지 반전이 발생하는(예를 들어, 어두운 영역들이 밝아지고, 밝은 영역들이 어두워지는) 것을 보증한다. 게다가, 단계 126은 (예로서, 감산 대신에) 제산을 이용하여, 엑스선 감쇠의 음의 지수 특성을 보상한다(그 이유는 설명된 바와 같이 제산이 2개의 프로파일의 로그들의 차이의 지수를 취하는 것과 수학적으로 동등하기 때문이다).

[0054] 대안 실시예로서, 픽셀 값들의 로그는 마커 포인트 프로파일 및 배경 프로파일을 발견하기 전에 계산될 수 있다. 마커 포인트 프로파일의 배경 보상은 2개의 프로파일을 요소별로 감산하고 각각의 요소의 지수를 취함으로써 달성된다. 이러한 접근법은 평균되는 행들에 걸치는 이미지 편차들을 더 정확하게 처리하므로 위의 것보다 약간 더 정확하지만, 단순 평균 및 제산 접근법보다 많은 시간이 걸린다.

[0055] 이 시점에서, 마커 포인트의 적절한 기준선 교정된 프로파일이 얻어졌다. 그러나, 특히 꼬리들이 비대칭인 경우에 0으로부터의 프로파일의 꼬리들의 소정의 잔여 오프셋이 여전히 존재할 수 있다. 아래의 절차에 의해 프로파일을 0으로 라져온다. 마커 포인트의 피크(예로서, 최고값을 갖는 마커 포인트 내의 픽셀)로부터 먼 꼬리 내의 열들에 걸쳐, 예를 들어 마커 포인트 중심으로부터 멀어질 때 픽셀 값들이 더 이상 감소하지 않는 열들에 걸쳐 픽셀 값들을 평균함으로써 평균 기준선 오프셋 값이 결정된다(단계 128). 이미지 내의 다른 마커들 또는 다른 구조들과 같은 이 마커 포인트에 인접하는 임의의 구조들과 관련된 꼬리들 내의 픽셀들을 이 평균으로부터

배제하는 것에 유의한다. 도 14는 예시적인 마커 포인트 프로파일(129) 및 예시적인 기준선 프로파일(130)의 값들 및 마커 포인트 프로파일(133)을 완전히 기준선 교정한 후의 결과들을 그래픽으로 도시한다.

[0056] 도 11을 다시 참조하면, 기준선 교정된 마커 포인트 프로파일이 생성된 후에, 위치측정 방법(110)의 제2 단계는 마커 포인트 위치 결정 프로세스(114)를 포함한다. 도 15는 이 프로세스를 더 상세히 도시한다. 도 15에 도시된 바와 같이, 이 프로세스를 수행하기 위한 적어도 2개의 대안 또는 옵션이 존재한다. 제1 옵션은 마커 포인트 프로파일의 적분을 결정하는 단계(단계 140) 및 적분의 절반을 나타내는 적분을 따르는 로케이션으로서 마커 포인트 위치를 정의하는 단계(단계 142)를 포함한다. 이 마커 포인트 위치는 사실상 적분의 제1 모멘트, 또는 이 포인트 좌측의 적분의 부분이 이 포인트 우측의 적분의 부분과 동일하게 되는 위치이다. 도 16은 예시적인 마커 포인트 프로파일 곡선(145)의 예시적인 서브픽셀 마커 포인트 로케이션(144)을 나타낸다.

[0057] 도 15를 다시 참조하면, 마커 포인트 위치를 결정하기 위한 제2 옵션은 최소 제곱 또는 다른 피팅을 이용하여 마커 포인트 프로파일에 적절한 곡선 함수를 피팅하고(단계 146), 곡선 함수의 중심을 나타내는 파라미터로서 마커 포인트 위치를 정의한다(단계 148). 도 17은 예시적인 마커 포인트 프로파일 곡선(151)에 피팅된 베스트 피트 가우스 곡선(150)의 예시적인 서브픽셀 마커 포인트 위치 로케이션(149)을 나타낸다.

[0058] 단계 146에서 사용되는 곡선 함수는 부분 볼륨 효과들 및 지수적 감쇠 특성들과 같은 이미징 물리 현상과 관련된 조직들을 고려하는 마커 포인트의 가우스 곡선 또는 예상 곡선일 수 있다. 일반적으로, 단계 146에서 사용되는 곡선 함수는 곡선 정의 파라미터들 중 하나가 곡선 중심을 나타내는 임의의 곡선일 수 있다. 곡선 함수는 또한 일정하지 않은 기준선 프로파일들을 처리할 수 있다. 일부 실시예들에서, 일정하지 않은 기준선 프로파일들을 처리하는 곡선 함수가 선택되는 경우, 마커 포인트 프로파일 도출 단계(112) 내의 단계 128 및 132는 제외될 수 있다. 더구나, 곡선 함수는 공지된 마커 치수들, 픽셀 크기 및 다른 차원들에서의 마커의 근사 서브픽셀 로케이션과 같은 측정 가능한 이미지 특성들에 기초하여 각각의 마커, 이미지 또는 이미지들의 세트에 대해 동적으로 수정될 수 있다.

[0059] 마커의 3D 원통 좌표들의 결정

[0060] (예를 들어, 마커 포인트 식별 방법(60) 및 마커 포인트 서브픽셀 위치측정 방법(110)을 이용하여) 이미지들 내에서 마커 포인트들 및 마커 포인트 중심들이 식별된 후에도, 각각의 마커 포인트가 포인트 생성을 책임지는 물리 마커와 적절히 연관되도록, 마커 포인트들의 더미가 분류되는 것이 필요하다. 이를 행하기 위한 제1 단계는 각각의 물리 마커 포인트를 고유하게 식별하는 것이다. 물리 마커 포인트들은 각각 그들의 삼차원(3D) 좌표들을 통해 고유하게 식별된다. 따라서, 마커 포인트들과 물리 마커들을 연관시키는 제1 단계는 물리 마커들을 식별하고 각각에 그의 3D 좌표들을 할당하는 것이다. 그러나, 이 프로세스는 환자 움직임 및 투영 이미지들 상의 마커 포인트 위치의 결정의 에러들에 의해 복잡해질 수 있다. 게다가, 다수의 마커가 존재하므로, 일부 마커 포인트들은 일부 투영 이미지들 내의 다른 마커 포인트들 위에 중첩될 수 있다.

[0061] 도 18은 물리 마커들 각각을 식별하고 각각의 물리 마커에 3D 공간 내의 위치 또는 로케이션을 할당하기 위한 물리 마커 3D 위치측정 방법(160)을 나타낸다. 물리 마커 3D 위치측정 방법(160)은 컴퓨터(14)의 EPU(42)가 물리 마커 3D 위치측정 모듈(54)을 실행할 때 EPU(42)에 의해 수행된다. 물리 마커 3D 위치측정 방법(160)은 일반적으로 마커를 3D 공간 내의 위치에 맵핑하기 위해 CT 갠트리가 회전할 때 생성되는 이미지들의 시퀀스를 통해 마커에 의해 생성되는 포인트들의 위치를 추적한다.

[0062] 기존의 추적 기술들은 다수의 센서 및 다수의 검출된 장소 간의 다수의 고정 관계를 이용하여 3D 공간 내의 환자의 위치를 추적한다. 그러나, 방법(160)에서 적용되는 추적 기술 또는 방법은 격리된 단일 포인트 검출 장소들을 이용한다. 따라서, 동시에 수집된 다수의 장소의 특성들을 비교하는 것이 아니라, 추적 방법은 시간에 따른 단일 장소들의 특성들을 수집하고, 시간에 따라 관찰되는 위치 변화를 시간에 따라 동일한 위치 변화를 생성하는 3D 위치에 매칭시킨다. 이러한 추적 방법은 CT 이미징 갠트리 외의 어떠한 여분의 장비도 필요로 하지 않으며, 비교적 많은 양의 이미지 잡음 및 환자 움직임을 묵인한다.

[0063] 도 18에 도시된 바와 같이, 방법(160)은 "U" 및 "V"로 라벨링된 2개의 이미지 차원에서 각각의 투영 이미지 상의 각각의 마커 포인트의 위치(예를 들어, 마커 서브픽셀 위치측정 방법(110)에 의해 결정된 각각의 마커 포인트의 중심)를 획득함으로써 시작된다(단계 162). U는 CT 갠트리의 회전의 원에 접하는 차원이고, V는 CT 갠트리의 회전의 축에 평행한 차원이다. 이러한 마커 포인트의 차원 위치들은 마커 포인트 식별 방법(60), 마커 포인트 서브픽셀 위치측정 방법(110) 또는 이들의 조합들에 의해 결정될 수 있다.

[0064] 마커가 3D 공간 내에 고정 위치를 갖는 경우, 각각의 투영 이미지 상의 그의 U 및 V 위치들(또는 값들)은 아래

의 공식들에 의해 기술된다.

수학식 1

$$U = \frac{DSD * R * \sin(\theta - \phi)}{DSO - R * \cos(\theta - \phi)}$$

[0065]

수학식 2

$$V = \frac{DSD * Z}{DSO - R * \cos(\theta - \phi)}$$

[0066]

[0067] 여기서, 3D 원통 좌표들(R = 방사상 거리, ϕ = 각 위치, Z = 높이 또는 축방향 위치)은 마커의 3D 위치를 나타내고, Θ는 CT 갠트리의 그의 시작 위치로부터의 회전각이고, DSD는 엑스선 소스로부터 검출기까지의 거리이고, DSO는 엑스선 소스로부터 물체 또는 환자까지의 거리이다.

[0068] 마커의 3D 위치를 결정하기 위하여, 마커의 원통 좌표들 또는 파라미터들(R, ϕ, Z)은 위의 U 및 V 공식들 및 마커의 공지된 U 및 V 값들을 이용하여 결정되어야 한다. 그러나, 특정 투영 이미지 내의 U 및 V 위치들은 측정 에러로 인해 그들의 정확한 값들과 다를 수 있다. 또한, R, ϕ 및 Z는 환자 모션으로 인해 시간의 함수(예로서, R(t), ϕ(t) 및 Z(t))이다.

[0069] 이러한 어려움들로 인해, 방법(160)은 R, ϕ 및 Z에 대한 "평균" 값들을 찾는다(단계 164). 평균 값들은 위의 U 및 V 공식들에 의해 특정되는 바와 같은 각각의 투영 이미지 내의 마커의 예상 위치로부터의 각각의 투영 이미지 내의 마커의 실제 위치의 최소 합 제곱 에러를 생성하는 값들이다. 아래의 에러 공식은 일반적으로 그러한 평균 값들을 제공한다.

수학식 3

$$Err = \sum_{\theta=1}^{n} \left(\left[U_{meas} - \frac{DSD * R_{avg} * \sin(\theta - \phi_{avg})}{DSO - R_{avg} * \cos(\theta - \phi_{avg})} \right]^2 + \left[V_{meas} - \frac{DSD * Z_{avg}}{DSO - R_{avg} * \cos(\theta - \phi_{avg})} \right]^2 \right)$$

[0070]

[0071] 그러나, R_{avg}, Z_{avg} 및 ϕ_{avg}에 대한 원하는 값들을 찾는 프로세스는 U 차원이 Z와 무관하므로 간소화된다. 따라서, 프로세스는 2개의 프로세스 또는 단계, 즉 (1) U 차원에서의 마커의 거동을 분석하는 프로세스(도 19a-b의 방법(166) 참조) 및 (2) V 차원에서의 마커의 거동을 분석하는 프로세스(도 19c-d의 방법(168) 참조)로 분할될 수 있다.

[0072] 도 19a-b는 본 발명의 일 실시예에 따른 U 차원에서의 마커의 거동을 분석하는 방법(166)을 나타낸다. 도 19a에 도시된 바와 같이, 방법(166)은 R 및 ϕ 파라미터들에 대한 모든 가능한 값 쌍들의 서브샘플을 나타내는 R 및 ϕ 값 쌍들의 넘버 세트를 선택함으로써 시작된다(단계 170). 서브샘플 세트의 크기는 R 및 ϕ에 대한 실행 속도와 획득 가능 정밀도 간의 절충을 나타낸다. 일반적으로, R 및 ϕ 값들은 물리적으로 가능한 R 및 ϕ 값들의 범위를 균일하게 샘플링하도록 선택된다. 즉, R은 0과 최대 스캐너 방사상 시야 사이에 있고, ϕ는 0도와 360도 사이에 있다. 대안으로서, R의 값은 가정될 수 있으며, ϕ의 가능한 값들의 서브샘플만이 선택된다. 따라서, 방법(166)의 나머지 단계들이 R 및 ϕ 값들의 쌍들과 관련하여 설명되지만, 이 단계들은 R의 가정된 값

및 ϕ의 가변 값들을 이용하여 수행될 수 있다는 것을 이해해야 한다.

[0073] 도 19a에 도시된 바와 같이, 서브샘플 세트가 선택된 후, R 및 ϕ 값 쌍이 처리할 서브샘플 세트로부터 선택된다(단계 172). 이어서, 선택된 R 및 ϕ 값 쌍 및 전술한 U 공식을 이용하여, 각각의 투영 이미지에 대해 "이론 U" 값이 결정된다(단계 174). 각각의 투영 이미지는 CT 갠트리의 특정 회전각과 관련되므로, 각각의 투영 이미지와 관련된 Θ 값은 U 공식에서 각각의 "이론 U"를 결정하는 데 사용된다. 이어서, 각각의 "이론 U" 값 주위에 U 범위가 정의된다(단계 176). U 범위는 "이론 U" 값에 대해 중심을 가지며, 환자 모션에 의해 유발되는 그의 평균 또는 예상 U 위치로부터의 마커의 최대 예상 U 편차와 동일한 중심으로부터의 각각의 방향에서의 크기를 갖는다.

[0074] 이어서, 각각의 투영 이미지에서 식별된 마커 포인트들의 U 위치들이 각각의 투영 이미지에 대한 U 범위와 비교된다. 단계 178에서, 식별된 마커 포인트가 선택된다. (단계 180에서 결정된 바와 같이) 투영 이미지에서 식별되는 선택된 마커 포인트가 투영 이미지의 U 범위 내에 속하는 U 값을 갖는 경우, 마커 포인트는 마커 포인트 후보로서 식별되며, 이 방법은 단계 182로 진행한다. 이 범위 밖에 있는 마커 포인트들은 무시된다. 둘 이상의 마커 포인트가 특정 투영 이미지에 대한 U 범위 내의 U 값을 가질 수 있다는 것을 이해해야 한다. 실제로, 환자 위에 배치된 다수의 인접하는 물리 마커가 존재하는 경우, 투영 이미지들에서 식별된 둘 이상의 마커 포인트가 특정 투영 이미지에 대한 U 범위 내의 U 값(즉, Θ의 특정 값)을 갖는 것이 가능하다.

[0075] 도 20은 300개의 투영 이미지의 시퀀스를 통한 다수의 마커의 U 위치들을 나타낸다. 도 20에 도시된 바와 같이, ϕ 값들의 세 번의 시도 또는 변화가 수행되었으며, 대응하는 R 값은 가정되고 일정하게 유지되었다. 특히, 제1 시도는 60도의 ϕ 값을 사용하였고, 제2 시도는 100도의 ϕ 값을 사용하였으며, 제3 시도는 140도의 ϕ 값을 사용하였다. 이러한 시도들 각각에 대한 U 범위들은 그래프에서 점선들로 표시된다. 각각의 투영 이미지에 대해(x축 참조), U 범위들 내의 U 위치를 갖는 각각의 마커 포인트는 후보 마커로서 마킹될 것이다.

[0076] 이어서, 각각의 투영 이미지 내의 각각의 후보 마커 포인트에 대해 피팅 메트릭이 결정된다(단계 182). 일부 실시예들에서, 피팅 메트릭은 마커 후보의 U 값과 U 범위의 더 가까운 경계 사이의 거리의 제곱이다. 예를 들어, 마커가 20의 U 값을 갖고, U 범위가 0 내지 30인 경우, 피팅 메트릭은 (20과 30 - 더 가까운 U 범위 경계 - 사이의 거리인) 10의 제곱, 즉 100으로 설정될 것이다. 마커의 U 값이 "이론 U" 값과 동일한 경우, 피팅 메트릭이 최대화된다. 이어서, 모든 후보 포인트들로부터의 피팅 메트릭 값들을 합산하여, 누적 피팅 메트릭을 생성하며, 이는 현재 선택된 R 및 ϕ 값 쌍에 할당된다(단계 184). 도 19a의 단계 186에 도시된 바와 같이, 모든 투영 이미지들 내의 모든 포인트들에 대해 단계 178-184가 반복된다.

[0077] 도 19a에 도시된 바와 같이, 누적 피팅 메트릭을 각각의 값 쌍에 할당하기 위해 서브샘플 세트 내의 각각의 R 및 ϕ 값 쌍에 대해 단계 172-186이 반복된다(단계 188). 모든 R 및 ϕ 값 쌍들이 누적 피팅 메트릭들을 할당받은 후, 방법(166)은 모든 R 및 ϕ 값 쌍들에 대한 누적 피팅 메트릭들을 R 및 ϕ의 함수로서 평가한다(도 19b의 단계 190). 방법(166)은 피크 검출을 이용하여, 이 함수에서의 R 및 ϕ의 피크들을 결정한다(단계 192). 함수의 피크들은 하나 이상의 물리 마커들을 각각 나타내는 피크 R 및 ϕ 값 쌍들이다. 방법(166)은 각각의 피크 R 및 ϕ 값 쌍을 그 피크와 관련된 대응 마커에 할당한다(단계 194). 도 21은 ϕ의 함수인 R 및 ϕ 값 쌍들(R의 값은 가정되고 일정하게 유지됨)에 대한 누적 피팅 메트릭들의 일차원 플롯(예로서, 히스토그램)의 일례를 나타낸다. 도 21에 도시된 바와 같이, 플로팅된 함수의 피크들은 물리 마커들에 대한 ϕ 값들을 나타낸다.

[0078] U 차원에서의 마커 포인트의 거동을 분석한 후, 후보 마커들이 위치가 결정되고 R 및 ϕ 값들을 할당받았더라도, 동일한 R 및 ϕ 값들을 갖는 둘 이상의 마커가 존재하는 것이 가능하다. 이러한 상황을 해결하기 위하여, V 차원에서의 마커 포인트들의 거동이 분석된다. 도 19c-d는 본 발명의 일 실시예에 따른 V 차원에서의 마커 포인트들의 거동을 분석하는 방법(168)을 나타낸다. 도 19c에 도시된 바와 같이, 방법(168)은 방법(166) 동안 해당 마커 후보에 할당된 피크 R 및 ϕ 값 쌍을 이용함으로써 시작한다(도 19b의 단계 194 참고). 이 방법은 이러한 값들을 이용하여, Z와 관련하여 더 평가할 후보 포인트들을 식별한다(단계 200). 이어서, Z의 모든 가능한 값들의 서브샘플이 선택된다(단계 202). 서브샘플 내의 값들의 수는 실행 속도와 원하는 Z 값 해상도 사이의 균형으로서 선택된다. 서브샘플의 범위는 Z의 물리적으로 가능한 값들(소정 시점에서 스캐닝 시야 내에 있을 수 있는 포인트들)의 범위를 커버하도록 선택된다.

[0079] 이어서, 서브샘플 세트로부터 Z 값이 선택된다(단계 204). 이 마커 또는 마커들에 대해 이전에 결정된 R 및 ϕ 값 쌍, 선택된 Z 값 및 전술한 V 공식을 이용하여, 각각의 투영 이미지에 대해 "이론 V" 값이 결정된다(단계 206). 각각의 투영 이미지는 CT 갠트리의 특정 회전각과 관련되므로, 각각의 투영 이미지와 관련된 Θ 값은 V 공식에서 각각의 이론 V를 결정하는 데 사용된다. 이어서, 각각의 이론 V 값 주위에 V 범위가 정의된다(단계

208). V 범위는 이론 V 값에 대해 중심을 가지며, 환자 모션에 의해 유발되는 그의 평균 또는 예상 V 위치로부터의 마커의 최대 예상 V 편차와 동일한 중심으로부터의 각각의 방향에서의 크기를 갖는다.

[0080] 이어서, 후보 리스트의 일부인 각각의 마커 포인트의 V 위치는 이러한 Z 시도의 V 범위와 비교되는 그의 V 값을 갖는다. 단계 210에서, 투영 이미지 내의 포인트가 선택된다. 이 포인트가 투영 이미지의 V 범위 내에 속하는 V 값을 갖는 경우(단계 212), 마커는 더 제한된 마커 포인트 후보로서 식별된다. 명백히, 포인트는 후보로 간주되기 위해 그의 R 및 Φ 값들과 관련된 U 값들의 범위 내에 그리고 그의 R, Φ 및 Z 값들과 관련된 V 값들의 범위 내에 있어야 한다. 전술한 바와 같이, 특정 투영 이미지에서 식별되는 둘 이상의 마커 포인트는 그 투영 이미지와 관련된 현재의 V 및 U 범위들 내의 V 및 U 값들을 가질 수 있다. 도 19c의 단계 216에 도시된 바와 같이, 모든 투영 이미지들 내의 모든 포인트들에 대해 단계 210-215가 반복된다.

[0081] 도 22는 300개의 투영 이미지의 시퀀스를 통한 3개의 마커의 V 위치들을 나타낸다. 도 22에는, Z 값들의 세 번의 시도 또는 변화가 도시되어 있다. 제1 시도는 70 밀리미터의 Z 값을 사용하였고, 제2 시도는 30 밀리미터의 Z 값을 사용하였으며, 제3 시도는 -15 밀리미터의 Z 값을 사용하였다. 이러한 시도들 각각에 대한 V 범위들은 그래프에서 점선들로 도시된다. 각각의 투영 이미지에 대해(x축 참조), V 범위들 내의 V 위치를 갖는 각각의 마커는 마커 후보로서 마킹될 것이다.

[0082] 도 19c를 참조하면, 각각의 투영 이미지 내의 각각의 마커 후보에 대해 피팅 메트릭이 결정된다(단계 214). 피팅 메트릭은 마커 후보의 V 값과 V 범위의 더 가까운 경계 사이의 거리의 제곱이다. 예를 들어, 마커가 20의 V 값을 갖고, V 범위가 0 내지 30인 경우, 피팅 메트릭은 (20과 30(더 가까운 V 범위 경계임) 사이의 거리인 10의 제곱인) 100으로 설정될 것이다. 이어서, 모든 투영 이미지들로부터의 메트릭 피팅들을 합산하여, 누적 피팅 메트릭을 생성하며, 이는 현재 선택된 Z 값에 할당된다(단계 215).

[0083] 도 19c에 도시된 바와 같이, 누적 피팅 메트릭을 각각의 값에 할당하기 위해 서브샘플 세트 내의 각각의 Z에 대해 단계 204-218이 반복된다(단계 217). 서브샘플 세트 내의 모든 Z 값들이 누적 피팅 메트릭들을 할당받은 후, 방법(168)은 Z와 결과적인 누적 피팅 메트릭 간의 관계를 평가한다(도 19d의 단계 218). 이어서, 방법(168)은 피크 검출을 이용하여, 관계의 피크들을 결정한다(단계 220).

[0084] 누적 피팅 메트릭 내의 각각의 피크 - Z 관계는 고유 물리 마커와 연관된다. 피크의 Z 값은 대응하는 물리 마커의 Z 값을 나타낸다. 할당된 R 및 Φ 값들은 마커 또는 마커들에 대해 이전에 발견된 것들이다. 이제 이러한 마커들 각각은 모든 3개의 원통 좌표(R, Φ, Z)에 대한 공지 값들을 갖는다. 도 23은 Z의 함수인 누적 피팅 메트릭의 일차원 플롯(예로서, 히스토그램)의 일례를 나타낸다. 도 23에는, R 및 Φ의 동일 값에서 각각 3개의 개별 물리 마커에 대응하는 3개의 피크가 존재한다.

[0085] 방법(168)(단계 200-222)은 방법(166)에 의해 결정된 다른 R 및 Φ 쌍들 각각에 대해 반복되어, 모든 고유 물리 마커들을 격리하고, 각각에 대한 Z 값들을 결정한다(단계 224). 방법(168)은 모든 마커 후보들이 고유 물리 마커들로 분리되고, 각각의 물리 마커가 3개의 원통 좌표 모두를 할당받은 때 종료된다. 할당된 원통 좌표들은 마커의 3D 위치를 나타내는 마커의 평균 R, Φ 및 Z 값들을 나타낸다.

[0086] 도 19a-d와 관련하여 전술한 방법들(166, 168)은 2개의 개별 방법을 이용하여 3D 원통 좌표들을 마커에 할당하는(즉, 제1 방법이 R 및 Φ 값들을 할당하고, 제2 방법이 Z 값을 할당하는) 2 단계 프로세스를 나타낸다. 마커 3D 위치측정 방법(160)의 제1 대안 구현은 이러한 방법들을 단일 동작으로 결합하며, 이러한 동작에서는 R, Φ 및 Z의 값들의 서브샘플링된 세트가 선택되고, 값들의 각각의 조합이 결합된 U 및 V 에러에 기초하여 단일 피팅 메트릭을 결정하는 데 사용된다. 이 단일 프로세스의 결과는 각각의 격리된 물리 마커와 일치하는 피크 값들을 갖는 삼차원 어레이이다. 그러나, 이러한 구현은 개별 방법 구현보다 더 많은 시간이 걸릴 수 있다. 특히, R, Φ 및 Z가 각각 m, n 및 q개의 서브샘플을 갖는 경우, 제1 대안 구현은 개별 구현에 대한 (m*n)+q에 비해 m*n*q번의 반복을 필요로 한다.

[0087] 마커 3D 위치측정 방법(160)의 제2 대안 구현도 개별 구현을 고속화하는 데 사용될 수 있다. 제2 대안 구현에서, R, Φ 및 Z는 처음 설명된 바와 같은 2 단계 프로세스로서 발견되지만, 제1 방법(166)에서 처리되는 R 값들의 수(m)는 더 거친 주파수에서 R을 서브샘플링함으로써 감소될 것이다. 이것은 피팅이 R 값들에 덜 민감하므로 적절하다. 게다가, Φ 및 Z를 일정하게 유지하고, 더 세밀하게 샘플링된 R의 서브샘플 세트 및 전술한 피팅 메트릭 프로세스를 이용하여 R을 최적화하는 제3 방법이 추가될 수 있다.

[0088] 마커 3D 위치측정 방법(160)의 제3 대안 구현은 또한 서브샘플링을 하나의 파라미터, 2개의 파라미터 또는 모든 3개의 파라미터에 대해 더 거칠게 만들 수 있다. 이러한 구현은 또한 더 좁은 범위를 커버하는 각각의 파라미

터 서브샘플 세트에 대해 더 정밀한 샘플링 레이트를 사용하는 각각의 마커 후보에 대한 최종 피팅 방법들을 포함할 수 있다. 이러한 구현은 방법(160)의 속도를 증가시키고, 마커 위치 좌표들의 최종 정밀도를 향상시킬 수 있다.

[0089] 마커 3D 위치측정 방법(160)의 하나의 일반적인 과제는 마커들이 서로 매우 가깝게 배치되지만, 여전히 각각의 마커에 대한 적절한 범위의 모션을 허용하는 상황을 처리하는 것이다. 마커들이 최대 예상 모션보다 적게 이격되는 경우, 방법(160)은 2개의 마커가 하나의 마커인 것처럼 이들을 라벨링하고, 이 하나의 마커에 2개의 마커의 실제 위치들 사이의 위치를 할당할 수 있다. 이러한 상황을 방지하기 위하여, 마커들은 환자 위에 적당한 물리적 간격으로 배치되어야 한다. 그러나, 방법(160)은 배치 지침이 지켜지지 않는 상황들을 처리하는 것이 필요하다. 방법(160)은 투영 이미지들 중 큰 비율이 후보 포인트 승인 범위 내에 둘 이상의 마커를 갖는 상황들을 식별하거나 누적 메트릭 피크가 단일 마커에 대해 예상되는 것보다 큰 상황들을 식별하도록 수정될 수 있다. 이러한 상황들 중 하나가 검출되는 경우, 방법(160)은 2개의 마커를 더 양호하게 격리하기 위한 추가 처리를 포함할 수 있다. 하나의 접근법은 중첩 마커들이 의심될 때 더 정밀한 서브샘플링 및 의심 마커만을 커버하도록 좁혀진 범위들을 이용하여 위치측정 프로세스를 반복하는 것일 것이다.

[0090] 제2 과제는 마커 모션이 누적 피팅 메트릭 내에 2개의 피크를 유발할 때이다. 이 경우, 단일 마커는 2개로 보일 것이다. 이러한 가능성을 해결하기 위하여, 방법(160)은 Θ 범위를 하위 범위들로 분할하고, 각각의 하위 범위 내에서 별개로 피팅을 수행하고, 이어서 결과들을 병합할 수 있다. 게다가, 방법(160)은 3개의 좌표 파라미터(R, ϕ 및 Z)에 대한 후보 포인트 승인 범위를 적응적으로 변경할 수 있다. 예를 들어, 방법(160)은 가까이 인접하는 마커들의 적절한 격리를 보증하고 사소한 모션을 가정하기 위해 작은 승인 범위로 시작할 수 있다. 아마도 모션으로 인해 이러한 범위들 내에 적절한 수의 포인트들이 포함되지 않은 경우, 충분한 후보 마커 포인트들이 발견될 때까지 범위가 증가될 수 있다.

[0091] 일반적으로, 마커 3D 위치측정 방법(160)은 스캔 과정을 통해 2 센티미터 정도로 큰 환자 모션의 존재시에 1 밀리미터보다 양호한 좌표 해상도로 마커들을 위치측정한다. 방법(160)은 또한 24개 이상의 마커의 존재시에 효과적으로 동작하며, 측정 잡음을 묵인한다. 마지막으로, 방법(160)은 약 5초 미만 내에 300개의 투영 이미지 상의 24개의 마커를 처리할 수 있다.

[0092] 포인트의 환자 위의 물리 마커로의 맵핑

[0093] 이미지 마커 포인트들이 식별되고 위치측정되며, 대응하는 물리 마커들이 식별되고 3D 좌표들을 할당받은 후에도, 각각의 마커 포인트는 환자 위에 배치된 특정 물리 마커에 할당되어야 한다. 600개의 이미지 및 9개의 마커를 갖는 통상의 CB CT 스캔에서는, 9개의 물리 마커 중 하나에 각각 할당되어야 하는 투영 이미지들 내의 5000개보다 많은 식별 포인트가 존재할 것이다.

[0094] 단일 투영 이미지 내에서 식별된 마커 포인트들을 보면, 이미지에서 식별된 특정 마커 포인트를 환자 위에 배치된 특정 물리 마커에 할당하기에 충분한 정보가 존재하지 않는다(적어도 일반적으로 존재하지 않는다). 이상적인 경우에, 마커들이 물리적으로 움직이지 않고, 이들의 물리 로케이션들이 정확하게 알려진 경우, 하나의 투영 이미지로부터 연속하는 이미지로의 마커 포인트 위치 변화의 고유한 U 및 V 트랙들이 투영 이미지들에서 식별되는 임의의 마커 포인트에 대해 정의될 수 있다. 하나의 물리 마커만이 특정 마커가 하나의 투영 이미지로부터 다음 투영 이미지까지 행하는 포인트 위치 트랙과 일치할 것이다. 따라서, 2개의 투영 이미지는 이러한 2개의 마커 포인트를 그들에 대응하는 물리 마커에 할당하는 데에 이론적으로 충분하다.

[0095] 그러나, 투영 이미지들 내의 마커의 물리 로케이션이 정확하게 알려지지 않을 때 또는 스캔 동안 상당한 양의 환자 모션(또는 예상되지 않은 갠트리 모션)이 존재하는 경우에 추가적인 과제들이 발생할 수 있다. 이러한 경우들에서는, 투영 이미지들에서 식별된 마커 포인트의 환자 위에 배치된 물리 마커로의 적절한 할당을 복잡하게 하는 궤적 불확실성의 레벨이 추가된다.

[0096] 도 24a-e는 본 발명의 일 실시예에 따른, 투영 이미지들에서 식별된 마커 포인트들을 환자 위에 배치된 특정 물리 마커들에 할당하기 위한 물리 마커 맵핑 방법(250)을 나타낸다. 일반적으로, 방법(250)은 환자 모션의 존재시에 연속 투영 이미지들에서 마커 포인트 로케이션들을 추적하고, 각각의 마커 포인트를 투영 이미지별로 평가하여, 특정 물리 마커와 관련될 가능성이 가장 큰 마커 포인트들을 식별한다. 방법(250)은 마커 포인트에 대해 측정된 U 및 V와 물리 마커와 관련된 이론 U 및 V 사이의 거리들 및 이러한 거리들의 시간 도함수들을 포함하는 다수의 상이한 기준을 이용한다.

[0097] 도 24a에 도시된 바와 같이, 방법(250)의 최초 단계는 스캔과 관련된 모든 물리 마커들을 식별하고 각각에 대한

근사 3D 로케이션을 획득하는 단계(단계 252)를 포함한다. 이것은 물리 측정들, 재구성된 이미지 데이터세트로부터의 측정들 또는 투영 이미지들의 직접 분석을 이용하여 수행될 수 있다. 일부 실시예들에서, 방법(250)은 전술한 물리 마커 위치측정 방법(160)을 이용하여, 각각의 물리 마커에 대한 근사 3D 로케이션을 획득한다.

[0098] 이어서, 방법(250)은 하나의 물리 마커를 선택하고, 각각의 투영 이미지에 대한 예상 U 위치(U_{image}) 및 예상 V 위치(V_{image})를 계산한다(단계 254). 방법(250)은 CT 갠트리의 특정 기하 구조에 기초하여 공간 내의 물리 포인트가 이미지에서 이미지로 어떻게 움직일 것으로 예측되는지를 기술하는 아래의 식들을 이용한다.

수학식 4

$$U_{image} = \frac{DSD * R * \sin(\theta - \varphi)}{DSO - R * \cos(\theta - \varphi)}$$

[0099]

수학식 5

$$V_{image} = \frac{DSD * Z}{DSO - R * \cos(\theta - \varphi)}$$

[0100]

[0101] 예를 들어, CT 갠트리가 회전 중심에 대해 유연하게 회전하는 것으로 가정하면, R은 회전 평면 내의 이 중심으로부터 포인트까지의 거리이고, ϕ는 마커의 각 로케이션이고, Z는 회전 중심 평면(즉, 엑스선 소스의 로케이션을 정의하는 포인트를 포함하는 평면)으로부터 마커까지의 거리이다. DSD는 엑스선 소스로부터 검출기 평면까지의 거리이고, DSO는 엑스선 소스로부터 CT 갠트리의 회전 중심까지의 거리이다. Θ의 갠트리 회전각에서 각각의 투영 이미지가 획득된다. 이러한 식들을 이용하여, 방법(250)은 각각의 투영 이미지 각도(Θ)에서의 R, ϕ 및 Z의 3D 위치를 이용하여 물리 마커의 예상 U 및 V 투영 이미지 위치들을 정의한다.

[0102] 이어서, 방법(250)은 예상 U 및 V 마커 이미지 위치들을 이용하여, 물리 마커에 대한 궤적들의 예상 U 범위 및 예상 V 범위를 정의한다(단계 256). 이러한 범위들은 환자 모션의 존재시에도 물리 마커와 관련된 모든 포인트들을 포함할 만큼 충분히 크다. 예를 들어, 환자가 이미지 획득 과정에서 20 밀리미터 정도로 많이 움직일 것으로 예상되는 경우, 특정 물리 마커에 대한 예상 U 및 V 범위들은 다음과 같을 것이다.

수학식 6

$$\frac{DSD * R * \sin(\theta - \varphi)}{DSO - R * \cos(\theta - \varphi)} - 10 < U_{image} < \frac{DSD * R * \sin(\theta - \varphi)}{DSO - R * \cos(\theta - \varphi)} + 10$$

[0103]

[0104] 및

수학식 7

$$\frac{DSD*Z}{DSO-R*\cos(\theta-\varphi)}-10<V_{image}<\frac{DSD*Z}{DSO-R*\cos(\theta-\varphi)}-10$$

[0105]

[0106] 이어서, 방법(250)은 물리 마커에 대한 후보 포인트 리스트를 생성하고(단계 258), 예상 U 범위 및 예상 V 범위 양자 내에 속하는 각각의 투영 이미지에서 식별된 각각의 마커 포인트를 추가한다(단계 260). 도 25는 (점선들 사이의) 특정 물리 마커에 대한 예시적인 예상 U 범위 및 투영 이미지들의 시퀀스를 통해 식별된 마커 포인트들의 예시적인 U 위치들을 나타내는 그래프이다. 도 26은 도 25에 도시된 예상 U 범위 내의 U 위치들을 갖는 도 25에 도시된 마커들을 나타낸다. 예상 V 범위 내의 V 위치를 또한 갖는 이러한 마커들 중 임의의 마커가 물리 마커의 후보 포인트 리스트에 추가될 것이다. 예를 들어, 도 27은 후보 포인트 리스트의 일부를 그래픽으로 나타낸다. 도 27에 도시된 바와 같이, 후보 포인트 리스트는 예상 U 및 V 범위들 내에 속하는 U 위치 및 V 위치를 갖는 각각의 투영 이미지로부터의 각각의 마커를 포함한다. 물리 마커와 관련된 마커 포인트들의 최종 리스트가 이 후보 포인트 리스트로부터 선택될 것이다. 도 27에 도시된 바와 같이, 후보 포인트 리스트는 특정 투영 이미지 내의 둘 이상의 마커를 포함할 수 있다(이 예에서의 2개의 후보 포인트는 투영 1 및 투영 6 양자에서 발생한다). 이것은 2개의 마커가 투영 이미지들의 시퀀스를 통과하는 서로의 경로와 교차할 때 발생할 수 있다. 2개의 물리 마커가 환자 위에 서로 가까이 배치되는 경우에 특정 투영 이미지에 대한 후보 포인트 리스트 내에 둘 이상의 마커 포인트가 존재할 수도 있다.

[0107] 도 24a 및 24b에 도시된 바와 같이, 후보 포인트 리스트를 생성하고 채운 후에(단계 258 및 260), 방법(250)은 U 및 V 차원들 양자에 대한 후보 포인트 리스트 내에 포함된 각각의 포인트에 대해 실제 마커 포인트의 로케이션들로부터 물리 마커의 "예상" 마커 로케이션들을 감산함으로써 후보 포인트 리스트를 처리한다(단계 262). 이 프로세스는 마커의 로케이션들을 편평화하여, "예상으로부터의 에러" 후보 포인트 리스트를 생성한다. 따라서, "예상으로부터의 에러" 후보 포인트 리스트는 투영 이미지 내에 반영되는 물리 마커의 예상 위치와 실제 마커 포인트 위치 사이의 (예로서, 환자 움직임 또는 측정 에러에 의해 유발되는) 불일치 또는 에러의 양을 나타낸다. 도 28은 예시적인 후보 포인트 리스트에 적용되는 이러한 편평화 프로세스를 그래픽으로 나타낸다.

[0108] "예상으로부터의 에러" 후보 포인트 리스트가 물리 마커에 대해 생성되면, 포인트 추적 프로세스가 수행된다. 이 프로세스의 목적은 하나의 투영으로부터 다음 투영으로 진행하고, 정확한 포인트일 "가능성"이 가장 큰 다음 투영 내의 한 포인트, 즉 관련 물리 마커에 의해 진정으로 생성되었을 가능성이 가장 큰 포인트를 선택하는 것이다. 이를 달성하기 위해 다수의 휴리스틱이 적용된다. 전체 프로세스는 일반적으로 2개의 성분: 동기화 및 추적 성분을 갖는다. 동기화 성분에서는, 물리 마커와 관련될 가능성이 큰 특정 포인트가 발견될 때까지 한 번에 한 투영씩 포인트 리스트가 처리된다. 추적 성분은 이 포인트로부터 시작하고, 이 마커에 의해 형성될 것으로 예상되는 트랙과 가장 일치하는 (해당 투영에서의 0개 내지 다수의 포인트의 리스트로부터) 1개(또는 0개)의 포인트를 투영별로 계속 선택한다. 설정된 수의 이미지들에 대해 일치 포인트가 발견되지 않는 경우, 동기화가 상실되고, 재획득되어야 할 것이다. 추적 프로세스는 투영 번호를 증가시키거나 투영 번호를 감소시키는 어느 한 방향으로 진행할 것이다.

[0109] 추적 프로세스에서, 각각의 새로운 투영에서 3개의 가능한 경우가 존재하는데, 즉 0개의 포인트가 존재하고, 1개의 포인트가 존재하고, 1개보다 많은 포인트가 존재하는 경우이다. 모션 및 측정 잡음은 "정확한 포인트"가 그것이 있을 곳으로 예상되는 곳에 있지 않을 수 있다는 점에서 프로세스를 복잡하게 한다. 이것은 "의심 포인트"의 개념을 구현함으로써 처리된다. 베스트 후보 포인트가 소정의 기준들 밖에 있는 경우, 이것은 의심 포인트로서 라벨링된다. 미래의 투영들 내의 포인트 위치들과 관련하여 그의 위치를 찾음으로써 이 라벨이 제거되고, 포인트가 포함되거나 거절된다. 다음은 이 프로세스의 상세를 제공한다.

[0110] 일부 실시예들에서, 방법(250)의 추적 성분인 단계 266-352는 투영 번호를 증가시키는 방향 또는 투영 번호를 감소시키는 방향으로 수행될 수 있다. 후자의 경우, "다음 투영" 및 "이전 투영"에 대한 참조들 및 시퀀싱과 관련된 다른 용어들은 처리의 방향과 관련된다는 것을 이해해야 한다.

[0111] 도 24b를 다시 참조하면, 단계 262에서 후보 포인트 리스트를 처리한 후, 방법(250)은 물리 마커에 대한 빈 양호 포인트 리스트를 생성한다(단계 264). 아래에 더 상세히 설명되는 바와 같이, 양호 포인트 리스트는 물리

마커와 관련될 가능성이 큰 투영 이미지들 내에서 식별된 마커 포인트들로 채워진다. 제1 단계는 동기화(단계 266-270)이다. 방법(250)은 3개와 같은 정해진 수의 순차적 투영 이미지들이 발견될 때까지 (예컨대, 제1 투영 이미지로부터 시작하여) 한 번에 한 투영씩 후보 리스트를 검사하며, 각각의 이미지는 후보 포인트 리스트 내에 단일 후보 리스트를 갖는다(단계 266). 검출된 투영 이미지들의 시퀀스 내의 제1 투영 이미지와 관련된 포인트는 "기준 양호 포인트" 또는 기준 포인트로서 라벨링된다(단계 268). 게다가, 방법(250)은 이 포인트를 양호 포인트 리스트에 추가한다(단계 270). 도 29는 예시적인 후보 포인트 리스트에 대한 동기화 프로세스를 그래픽으로 나타낸다. 도 29에 도시된 바와 같이, 후보 포인트 리스트는 3개의 순차적 투영 이미지의 시퀀스(271)를 포함하며, 시퀀스(271) 내의 각각의 이미지는 후보 포인트 리스트 내에 하나의 포인트만을 갖는다. 동기화 프로세스에서, 검출된 시퀀스 내의 제1 투영 이미지(271a로 라벨링됨)는 기준 양호 포인트로서 라벨링되고(단계 268) 양호 포인트 리스트에 추가되는(단계 270) 단일 후보 포인트(271b)를 포함한다.

[0112] 이어서, 동기화가 획득된 후, 방법(250)은 시퀀스 내의 "다음" 투영 이미지로 이동한다(단계 272). 일부 실시예들에서, 방법(250)은 동기화 프로세스에서 발견된 투영 이미지를 사용하고, 이 포인트로부터 먼저 역방향으로, 이어서 순방향으로 진행할 것이다. 역방향 처리는 양호 포인트 리스트 내에 포인트를 갖는 투영에 도달할 때까지 또는 이것이 제1 동기화인 경우에 제1 투영으로 진행할 것이다. 순방향 프로세스는 최종 투영에 도달할 때까지 또는 동기화가 상실될 때까지 진행할 것이다. 다시, 순차적인 투영들을 처리할 때, "다음"의 정의는 처리가 순방향 또는 역방향인지에 의존할 것이다.

[0113] 다음 투영 이미지로 이동한 후에, 방법(250)은 그 투영 이미지 내에 얼마나 많은 후보 포인트가 있는지를 결정한다(단계 274). 일부 실시예들에서는, 단계 274에 대한 결과들의 2개의 카테고리가 존재한다. 다음 투영 이미지는 하나 이상의 하나 이상의 후보 포인트 또는 0개의 후보 포인트를 포함할 수 있다. 도 30은 다음 투영 이미지(275)가 2개의 후보 포인트를 갖는 상황을 나타낸다. 도 31은 다음 투영 이미지(275)가 하나의 후보 포인트만을 갖는 상황을 나타내고, 도 32는 다음 투영 이미지(275)가 후보 포인트를 갖지 않는 상황을 나타낸다.

[0114] 도 24b 및 24c를 다시 참조하면, 다음 투영 이미지가 하나 이상의 후보 포인트를 갖는 경우, 방법(250)은 다음 투영 이미지 내의 각각의 후보 포인트와 양호 포인트 리스트 내의 가장 최근에 추가된 "양호 포인트" 사이의 Θ(투영각)에 대한 U 및 V 위치 에러의 도함수를 결정한다(단계 276). 이 도함수는 사실상 도 27에서와 같이 2개의 포인트를 연결하는 라인의 편평도를 나타낸다. 0의 도함수는 실제와 이론 사이의 에러의 양이 2개의 이미지 사이에서 변하지 않았다는 것을 의미한다.

[0115] 이어서, 방법(250)은 0에 가장 가까운 도함수와 관련된 후보 포인트를 선택하고(단계 278), 이 포인트를 양호 포인트 리스트에 추가한다(단계 280). 단일 후보 포인트만이 존재하는 경우, 이 포인트가 선택된다. (예로서, 환자 움직임 또는 측정 잡음에 의해 유발되는) 에러를 제외한 모든 효과들을 제거하기 위하여 후보 포인트 리스트가 편평화되었으므로, 2개의 인접하는 투영 내의 마커 포인트들 사이의 위치 에러 도함수의 큰 편차는 (1) 이미지 내의 구조 또는 물체가 마커로서 잘못 정의되었거나, (2) 마커 포인트가 실제로는 다른 물리 마커와 관련된다는 것을 지시할 수 있다.

[0116] 따라서, 인접하는 투영 이미지들과 관련되고 0에 가까운 도함수를 갖는 후보 포인트 리스트 내의 2개의 마커는 동일 물리 마커와 관련된 인접하는 마커들일 가능성이 크다. 예를 들어, 도 30에 도시된 바와 같이, 다음 투영 이미지(275)는 2개의 후보 포인트(292a, 292b)를 포함한다. 기준 "양호 포인트"(293)와 후보 포인트(292a) 사이의 도함수는 기준 양호 포인트(293)와 후보 포인트(292b) 사이의 도함수보다 0에 더 가깝다. 따라서, 단계 278에서 후보 포인트(292a)가 선택된다. 다른 예로서, 도 31에 도시된 바와 같이, 다음 투영 이미지(275)는 하나의 후보 포인트(292a)를 포함한다. 기준 양호 포인트(293)와 후보 포인트(292a) 사이의 에러 도함수가 계산되고, 후보 포인트(292a)가 단계 280에서 양호 포인트로서 양호 후보 리스트에 추가된다.

[0117] 0에 가장 가까운 도함수와 관련된 후보 포인트를 선택한 후에, 방법(250)은 후보 포인트의 도함수가 도함수 테스트를 통과하는지를 결정한다(단계 282). 도함수 테스트는 도함수가 0.02㎜와 같은 사전 결정된 양보다 많이 0과 다른 값을 갖는지를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 그렇지 않은 경우, 후보 포인트는 도함수 테스트를 통과하며, 방법(250)은 포인트를 기준 양호 포인트로서 라벨링한다(단계 284). 포인트가 도함수 테스트를 통과하지 못하는 경우, 방법(250)은 포인트를 "의심 포인트"로서 라벨링한다(단계 286). 이러한 새로 추가된 포인트는 후속 투영 이미지 내의 후보 포인트들을 처리하는 데 사용된다.

[0118] 도함수 테스트를 위한 사전 결정된 양은 방법(250)의 감도를 수정하기 위해 설정 및 변경될 수 있다. 예를 들어, 사전 결정된 양은 더 적은 의심 포인트들이 양호 포인트 리스트에 추가되게 하기 위해 더 큰 값으로 설정될 수 있으며, 이는 특정 물리 마커에 궁극적으로 맵핑되는 마커 포인트들의 양을 증가시킬 수 있다. 일부 실시예

들에서, 도함수 테스트는 다음 투영 이미지 내의 후보 포인트들의 수, 양호 포인트 리스트가 의심 포인트를 포함하는지의 여부 등에 기초하여 변경될 수 있다. 일부 실시예들에서, 의심 포인트로서 라벨링된 포인트들은 미래의 처리에 고려되지 않는 것이 아니라, 항상 불량 포인트로서 고려되고, 양호 포인트 리스트에 추가되지 않을 수 있다. 이러한 경우들에서, 관련 투영은 0개의 포인트를 가질 것이다.

[0119] 도 24b의 단계 274를 다시 참조하면, 다음 투영 이미지가 어떠한 후보 포인트도 포함하지 않는 경우, 방법(250)은 다음 투영 이미지를 건너뛰고, 가장 최근에 추가된 기준 양호 포인트(및 적용 가능할 경우에 가장 최근에 추가된 의심 포인트)를 계속 사용하여, 후속 투영 이미지 내의 후보 포인트들을 처리한다(단계 292). 예를 들어, 도 32에 도시된 바와 같이, 다음 투영 이미지(275)는 어떠한 후보 포인트도 포함하지 않는다. 따라서, 방법(250)은 다음 투영 이미지(275)를 건너뛰고, (즉, 현재 투영 이미지(295)로부터의) 가장 최근에 추가된 기준 양호 포인트(293)를 계속 사용하여 후속 투영 이미지(297) 내의 후보 포인트(들)(예로서, 후보 포인트 296a)를 처리한다.

[0120] 의심 포인트가 존재할 수 있는 이유는 측정 잡음이 특정 포인트의 잘못 배치를 유발하거나, 환자 또는 계획되지 않은 갠트리 모션이 물리 마커에서의 실제 움직임을 유발했기 때문이다. 적절한 모션 교정을 위해, 전자와 관련된 포인트들을 거절하고, 후자와 관련된 포인트들을 포함시키는 것이 바람직하다. 의심 포인트들의 처리는 이러한 모션 교정 목표들을 해결한다. 기본적으로, 의심 포인트들을 처리하기 위한 스킴들의 구현은 아마도 모션으로 인해 의심되는 포인트가 다수의 인접 투영 내에 반영되는 거동을 가질 것이라는 개념에 기초한다. 따라서, 의심 포인트가 플래그되면, 최종 분류는 미래의 그리고 가능한 추가적인 과거 투영 거동의 검사에 의존한다.

[0121] 전술한 바와 같이, 방법(250)이 단계 288 또는 290에서 양호 포인트 리스트 내에 이전 의심 포인트(오래된 의심 포인트라고도 함)가 존재하고, 다음 투영 이미지가 하나 이상의 후보 포인트를 갖는 것으로 결정하는 경우, 특수 처리가 필요하다(도 24d의 단계 300 및 302 참조). 그러한 경우, 의심 포인트와 양호 포인트 리스트 내의 가장 최근에 추가된 포인트 사이에 에러 도함수가 형성된다(단계 300 및 302). 의심 포인트와 관련된 도함수를 형성한 후에, 방법(250)은 이 도함수가 도함수 테스트를 통과하는지를 결정한다(단계 304, 306). 도함수 테스트는 도함수가 0.02㎜와 같은 사전 결정된 양보다 많이 0과 다른 값을 갖는지를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 도함수가 사전 결정된 값보다 적게 다른 경우, 의심 포인트는 도함수 테스트를 통과한 것으로 일컬어진다. 도함수가 사전 결정된 값 이상만큼 다른 경우, 의심 포인트는 도함수 테스트에 실패한 것으로 일컬어진다. 이 의심 포인트가 도함수 테스트를 통과하는 경우, 포인트로부터 의심 라벨이 제거된다(단계 308, 310). 의심 포인트가 도함수 테스트에 실패하는 경우, 이 포인트는 2개의 도함수 테스트, 즉 이전 포인트에서 하나 및 후속 포인트에서 하나에서 실패하였으므로 양호 포인트 리스트로부터 제거된다(단계 312, 314).

[0122] 이전 의심 포인트가 도함수 테스트를 통과하고, 양호 포인트 리스트에 가장 최근에 추가된 포인트가 그의 도함수 테스트에 실패한 경우, 이 이전 의심 포인트는 이제 후속 투영들의 처리에서 기준 양호 포인트가 된다(단계 316). 이 경우, 모션이 발생하였고, 이전 의심 포인트는 이제 새로운 마커 위치의 베스트 지시를 나타내는 것으로 가정된다.

[0123] 예를 들어, 도 33에 도시된 바와 같이, 투영 이미지(322)의 후보 포인트(323)와 의심 포인트(321) 사이의 제1 도함수가 0에 가장 가까우며, 도함수 테스트를 통과한다. 게다가, 양호 포인트(320)와 후보 포인트(323) 사이의 대응하는 제1 도함수는 도함수 테스트에 실패한다. 따라서, 의심 포인트(321)는 단계 310에서 그의 의심 라벨이 제거된다. 이전에 라벨링된 의심 포인트(321)는 다음 투영 이미지를 처리하기 위한 기준 포인트로서 사용될 것이다(단계 316).

[0124] 다수의 대안적인 포인트 추적 실시예가 존재하며, 이들 중 다수는 의심 포인트들을 처리하는 대안적인 방법들을 다룬다. 일 실시예에서, 방법(250)은 의심 포인트들이 1개보다 많은 사전 결정된 수의 순차적인 투영 이미지들에 대해 기준 양호 포인트와의 대응하는 도함수보다 0에 더 가까운 후보 포인트와의 에러 도함수를 갖는 경우에만 이들을 양호 포인트들로서 인정하거나 다시 라벨링하도록 구성된다. 예를 들어, 방법(250)은 행 내의 3개의 투영 이미지에 대해 의심 포인트와 후보 포인트 사이의 도함수가 기준 양호 포인트와 후보 포인트 사이의 대응하는 도함수보다 0에 더 가까운지를 결정할 수 있다. 그러한 경우, 방법(250)은 의심 포인트를 양호 포인트로서 다시 라벨링한다. 의심 포인트를 인정하는 데 필요한 투영 이미지들의 수는 방법(250)의 감도(즉, 궁극적으로 양호 포인트들로서 인정되는 의심 포인트들의 수)를 변경하도록 설정 및 수정될 수 있다. 다른 대안 실시예에서는, 임의의 의심 포인트들이 임의의 추가 고려로부터 즉시 제거될 수 있다. 그러한 경우들에서는, 재동기화에 대한 더 큰 의존성이 존재할 수 있다. 다른 실시예에서는, 의심 포인트 플래그가 의심 포인트로서의 개별

포인트들의 라벨링을 대체할 것이다. 이 경우, 설정된 의심 포인트 플래그를 이용하여 수행되는 처리는 후보 포인트 리스트가 단일 포인트 또는 둘 이상의 포인트를 갖는지에 따라 다를 수 있다.

[0125] 단계 294에서 결정된 바와 같이 5개와 같은 특정 수보다 많은 투영이 후보 포인트를 갖지 않는 경우, 처리는 동기화가 손실된 것으로 선언된다(단계 299). 이러한 경우들에서는, 동기화를 재획득하기 위해 전술한 동기화 프로세스가 반복된다.

[0126] 도 24c 및 24d에 도시된 바와 같이, 다음 투영 이미지 내의 후보 포인트(들)를 처리한 후에, 방법(250)은 다음 투영 이미지를 새로운 현재 투영 이미지로 정의하고(단계 350), 새로운 현재 투영 이미지에 대해 단계 272-350(즉, 적용 가능한 단계들)을 반복한다. 이 프로세스는 최초의 현재 투영 이미지로부터 한 방향으로의 모든 투영 이미지들이 "다음 투영 이미지"로서 처리될 때까지(예로서, 제1 투영 이미지가 도달되고, 다음 투영 이미지로서 처리될 때까지) 반복된다(단계 352).

[0127] 일부 실시예들에서, 방법(250)의 투영 이미지 단계들(266-352)은 완전히 두 번 수행될 수 있는데, 한 번은 최저 투영 번호로부터 최고 투영 번호로 진행하고, 한 번은 최고 투영 번호로부터 최저 투영 번호로 진행하여 각각의 방향은 별개의 양호 포인트 리스트를 생성한다(단계 354). 포인트 리스트들이 생성되면, 이들은 새로운 리스트로 투영별로 결합되며, 양 오리지널 리스트들에 있지 않은 임의의 포인트들은 제거된다(단계 355). 이 결합 단계는 최종 양호 포인트 리스트에 포함된 임의의 포인트들이 올바를 더 높은 가능성을 갖는 것을 보증한다. 도 30-32는 역 또는 반대 방향에서의 투영 이미지들의 처리를 나타낸다. 도 33은 순방향에서의 투영 이미지들의 처리를 나타낸다.

[0128] 투영 이미지들이 양 방향에서 처리된 후, 방법(250)은 각각의 물리 마커에 대해 단계 254-354를 반복한다(단계 356). 예를 들어, 스캔 전에 환자 위에 9개의 물리 마커가 배치된 경우, 방법(250)은 9개의 물리 마커 각각에 대해 단계 254-354를 반복한다. 각각의 물리 마커에 대해 단계 254-354가 수행된 후, 방법(250)은 각각의 물리 마커에 대한 양호 포인트 리스트를 생성하였으며, 각각의 양호 포인트 리스트는 특정 물리 마커와 관련될 최고의 가능성을 갖는 투영 이미지들에서 식별된 마커 포인트들을 나타내는 "양호 포인트들"을 포함한다(단계 360). 각각의 양호 포인트 리스트는 특정 물리 마커와 관련된 각각의 투영 이미지로부터의 0 또는 하나의 마커 포인트만을 포함할 수 있다. 양호 포인트 리스트들 내의 "양호 포인트들"은 환자 모션 정보를 추출하는 데 사용될 수 있다. 예를 들어, 투영 이미지들의 시퀀스를 통해 마커 포인트들로서 반영된 물리 마커의 예상 로케이션들을 투영 이미지들의 시퀀스를 통해 물리 마커와 관련된 마커들의 실제 로케이션들과 비교하여, 환자 움직임의 양을 결정할 수 있다.

[0129] 하나의 일반적인 문제는 물리 마커들이 서로 가까이(예로서, 환자 움직임에 대해 허용되는 범위보다 서로 가깝게) 배치되는 경우에 마커들을 특정 물리 마커에 적절히 할당하는 것이 어려울 수 있다는 것이다. 이것은 물리 마커들이 환자 위에 배치될 때 적절한 거리만큼 이격되는 것을 보증함으로써 방지될 수 있다. 그럼에도, 방법(250)은 배치 지침이 지켜지지 않는 상황들을 적어도 부분적으로 처리하도록 설계된다. 이러한 상황이 발생하면, 추적 프로세스는 마커 포인트들을 부정확하게 할당할 수 있는 것이 가능하며, 이러한 프로세스는 "트랙 점핑"으로 지칭된다. 하나의 마커 포인트가 잘못된 트랙으로 "점프"하면, 새로운(그리고 잘못된) 트랙 내의 포인트들의 시퀀스가 누락되지 않는 한, 올바른 트랙으로 다시 점프하기 위한 적절한 근거가 존재하지 않을 수 있다. 방법(250)은 마커들의 트랙 상의 누락 포인트들을 처리할 수 있지만, 과다한 누락 포인트들은 트랙 점핑을 유발할 수 있다. 이러한 가능성은 (예로서, 환자 움직임의 양의 더 낮은 기대치로 인해) 물리 마커의 후보 포인트 리스트에 대한 후보 포인트들의 작은 범위를 선택함으로써 최소화될 수 있다.

[0130] 게다가, 양 방향(예로서, 순방향 및 역방향)에서의 투영 이미지들의 처리는 트랙 점핑을 식별 및 제거할 수 있다. 예를 들어, 순방향에서의 투영 이미지들의 처리의 결과들을 역방향에서의 투영 이미지들의 처리의 결과들과 비교함으로써, 방법(250)은 추적 문제들의 표시인 연장된 길이 차이들을 식별할 수 있다. 추적 문제들을 식별하는 또 하나의 방법은 상이한 물리 마커들에 대한 양호 포인트 리스트들을 비교하는 것이다. 2개의 양호 포인트 리스트가 소수(예로서, 1개 또는 2개)보다 많은 동일 마커를 포함하는 경우, 방법(250)은 부정확한 추적 문제를 검출 및 교정할 수 있다. 그러나, 적절한 마커 포인트 검출 및 약 1 센터미터 이상 분리된 물리 마커들의 경우, 방법(250)에서는 일반적으로 트랙 점핑이 존재하지 않는다.

[0131] 마커 포인트 식별 방법(60), 마커 포인트 서브픽셀 위치측정 방법(110), 물리 마커 3D 위치측정 방법(160) 및 마커 포인트 맵핑 방법(250)이 CB CT 이미징과 관련하여 설명되었지만, 이 방법들은 CT, MRI, 초음파, 다른 형태의 의료 이미징 및 사진과 같은 비의료적 이미징 형태들에도 유용하다. 예를 들어, 마커 포인트 식별 방법(60)은 잘 정의된 형상의 물체(예로서, 작은 물체)가 복잡한 배경으로부터 빠르게 격리되는 것이 필요한 상황들

에서 사용될 수 있다. 게다가, 마커 포인트 식별 방법(60)이 원형 또는 구 형상의 마커들과 함께 사용하기 위해 설명되었지만, 방법(60)은 다른 잘 정의된 형상들의 마커 포인트들에 대해서도 사용될 수 있다. 예를 들어, 단계 80(방법 60의 일부)의 단계 86 및 88은 다른 형상들을 인식하도록 수정될 수 있다. 방법(60)은 환자 내부의 잘 정의된 해부학적 물체들을 마커들로서 사용할 수도 있다. 더구나, 방법(60)은 특정 랜드마크의 일반 형상을 검색함으로써 해부학적 랜드마크들을 추출하기 위한 시작 포인트로서 사용될 수 있다.

[0132] 유사하게, 마커 포인트 서브픽셀 위치측정 방법(110)은 형상의 특성들이 알려지고 특정 이미지 내의 마커의 일반 배향이 확인될 수 있는 한 임의 형상의 마커에 적용될 수 있다. 다양한 접근법들을 이용하여 마커의 일반 배향을 확인할 수 있다. 예를 들어, 마커 포인트는 하나의(또는 2개의) 차원에서의 그의 범위를 이용하여 일반적으로 평가되어, 다른 차원에서의 마커 포인트 프로파일의 배치의 정의를 도울 수 있다. 이어서, 마커 포인트 프로파일은 간단한 제1 모멘트 계산 또는 더 정교한 곡선 피팅을 이용하여 처리될 수 있다. 게다가, 이미지 형상이 상이한 배향들에서 예상되는 형상들의 도감과 비교될 수 있으며, 적절한 형상이 선택될 수 있다. 더구나, CT 이미지 데이터의 재구성을 이용하여, 마커의 3D 이미지를 생성함으로써, 적절한 곡선 함수를 정의하고 피팅하기 전에 마커의 배향을 결정할 수 있다.

[0133] 마커 포인트 서브픽셀 위치측정 방법(110)은 또한 의료 이미징 및 비의료 이미징에서의 다른 잠재적인 응용들을 갖는다. 예를 들어, 치과 이미징에서, 방법(110)은 치열 교정 치료에서 브래킷들을 배치하는 데 사용될 수 있으며, 브래킷들의 위치들은 약 100 마이크로미터 또는 그보다 양호한 정밀도로 평가될 수 있다. 방법(110)은 상이한 시간들에서 그러나 동일한 외부 또는 내부 마커들을 이용하여 획득된 이미지들의 정확한 등록을 위해서도 사용될 수 있다. 유사하게, 마커 3D 위치측정 방법(160)의 기본 접근법은 마커 없는 CT 스캐닝 및 천문학과 같은 다른 논-CT 스캐닝 응용에서 사용될 수 있다.

[0134] 물리 마커 맵핑 방법(250)은 또한 환자 모션 추적만이 아닌 다른 잠재적인 응용들을 갖는다. 예를 들어, 방법(250)은 비이상적인 회전을 겪는 갠트리들의 동적 조정을 생성하는 데 사용될 수 있다. 이 경우, 방법(250)은 내장된 마커들을 포함하는 고정된 모형에 적용될 것이다. 이러한 응용은 (때로는 C-아암 스캐닝 셋팅들로 지칭되는) 엑스선 이미지 증강기들을 갖는 CT 시스템들에 특히 유용할 것이다. 더구나, 방법(250)은 일반적으로 물체가 실제로는 이상적이지 않을 수 있는 "이상적인" 진행을 갖는 시스템들에서 사용될 수 있다.

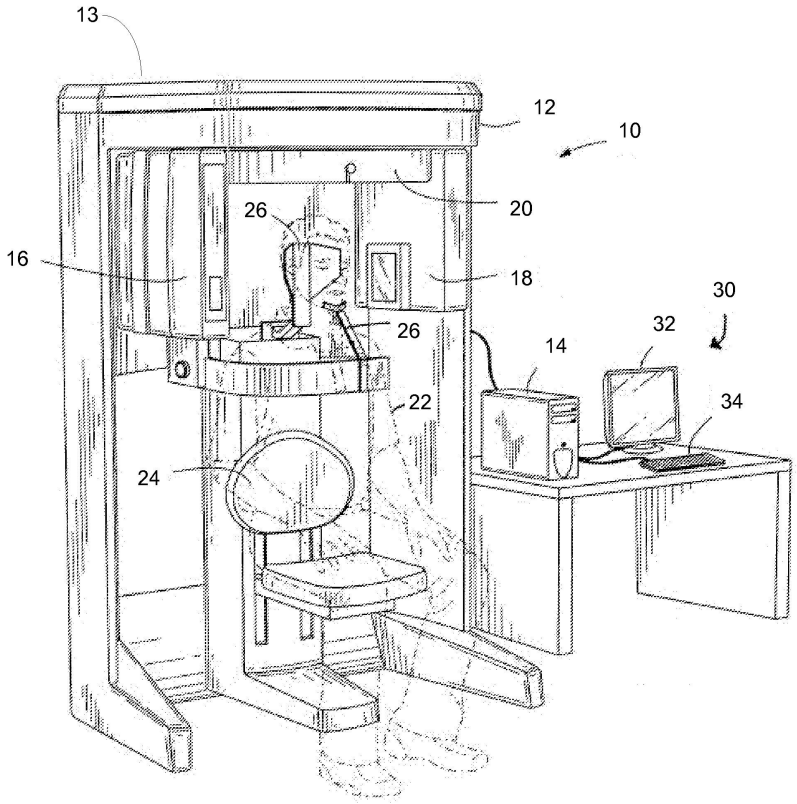
[0135] 게다가, 전술한 방법들은 다양한 데이터 처리 기술들을 이용할 수 있다. 예를 들어, 마커 포인트 맵핑 방법(250)은 후보 포인트들, 양호 포인트들 및 의심 포인트들을 추적하기 위해 다양한 리스트들 및 리스트들 또는 테이블들의 조합들을 이용할 수 있다. 예를 들어, 방법(250)은 후보 포인트 리스트를 생성하고, 별개의 양호 포인트 리스트를 생성하는 것이 아니라 양호하지 않은 포인트들을 제거할 수 있다. 게다가, 방법(250)은 포인트들의 하나 이상의 리스트를 생성하고, 플래그들 및 비트들을 사용하여, 후보 포인트들, 양호 포인트들, 불량 포인트들 및 의심 포인트들을 구별할 수 있다.

[0136] 또한, 도 2는 ROM 모듈(46)을 개별 모듈들(예로서, 50, 52, 54, 56 등)을 저장하는 것으로 도시하지만, 일부 실시예들에서 이러한 모듈들은 ROM 모듈(46), 다른 메모리 모듈들 또는 이들의 조합들에 저장되는 하나 또는 다수의 모듈로 결합 및 분산된다. 예를 들어, 일부 실시예들에서는, 동일 모듈이 마커 식별 방법 및 마커 서브픽셀 위치측정 방법을 수행한다. 게다가, ROM 모듈(46)은 전술한 기능들과 다른 기능들을 수행하기 위한 다른 모듈들을 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 모듈들은 하드 디스크, 플래시 또는 다른 반영구 매체에 저장되고, 실행을 위해 RAM으로 전송될 수 있다.

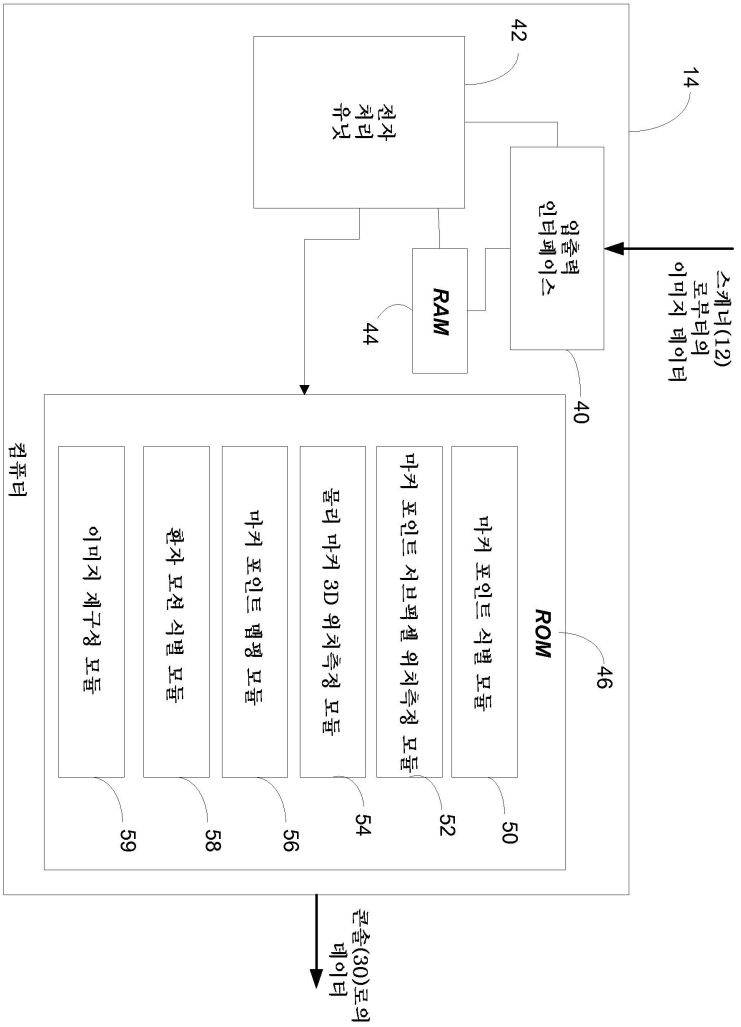
[0137] 따라서, 본 발명은 많은 가운데 특히 이미지 내의 마커 포인트들을 식별하고, 이미지에서 식별된 마커 포인트의 서브픽셀 중심 포인트를 결정하고, 이미지에서 식별된 마커에 대한 3D 좌표들을 결정하고, 마커 포인트들을 환자 위에 배치된 특정 물리 마커들에 맵핑하기 위한 방법들 및 시스템들을 제공한다. 본 발명의 다양한 특징들 및 이점들이 아래의 청구항들에서 설명된다.

도면

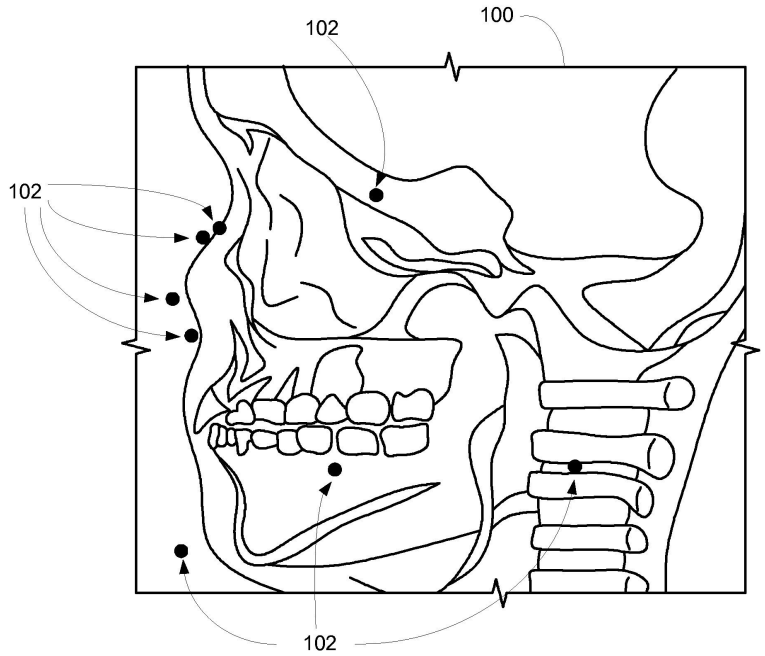
도면1



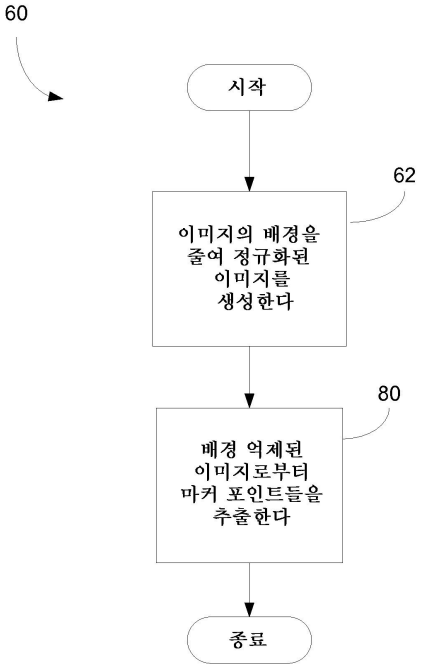
도면2


스캐너(12)로부터의 이미지 데이터
14
입출력 인터페이스
42
전자 처리 유닛
RAM
44
40
컴퓨터
ROM
46
마커 포인트 식별 모듈
50
마커 포인트 서브픽셀 위치측정 모듈
52
물리 마커 3D 위치측정 모듈
54
마커 포인트 맵핑 모듈
56
환자 모션 식별 모듈
58
이미지 제구성 모듈
59
출력(30)로의 데이터

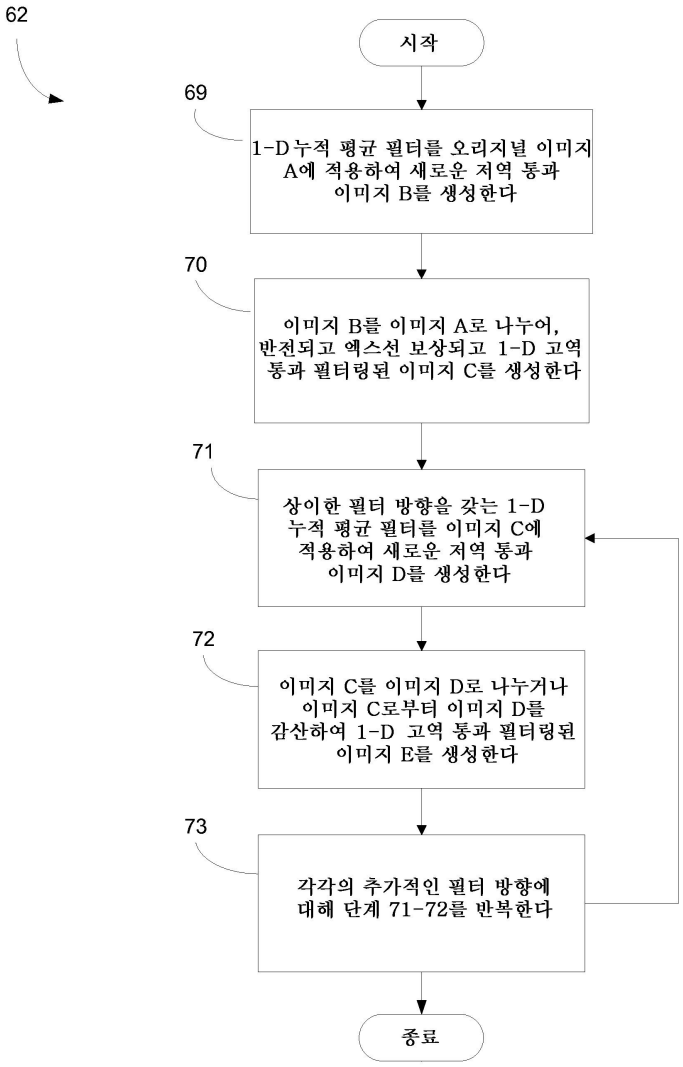
도면3


100
102
102
102

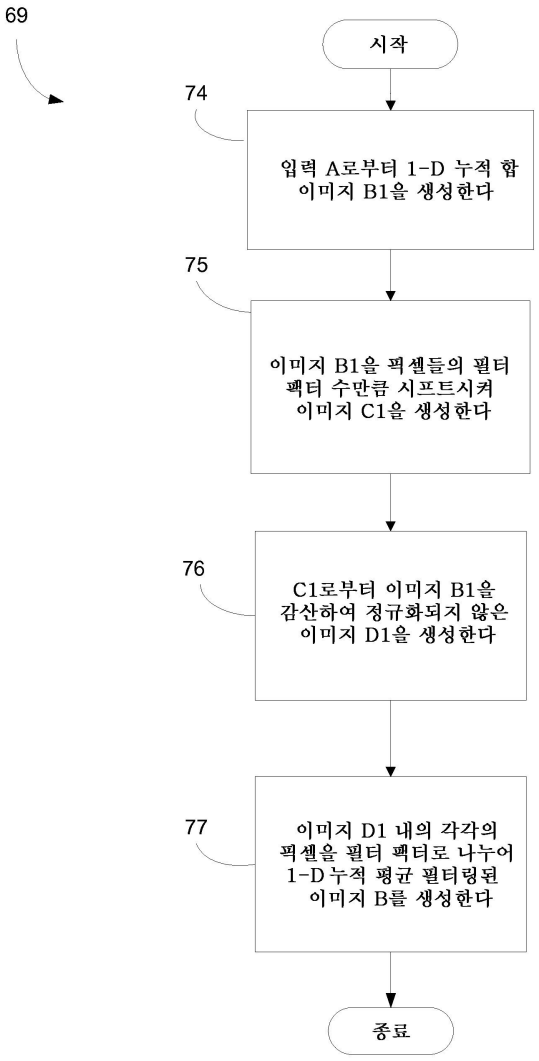
도면4


60
시작
62
이미지의 배경을 줄여 정규화된 이미지를 생성한다
80
배경 억제된 이미지로부터 마커 포인트들을 추출한다
종료

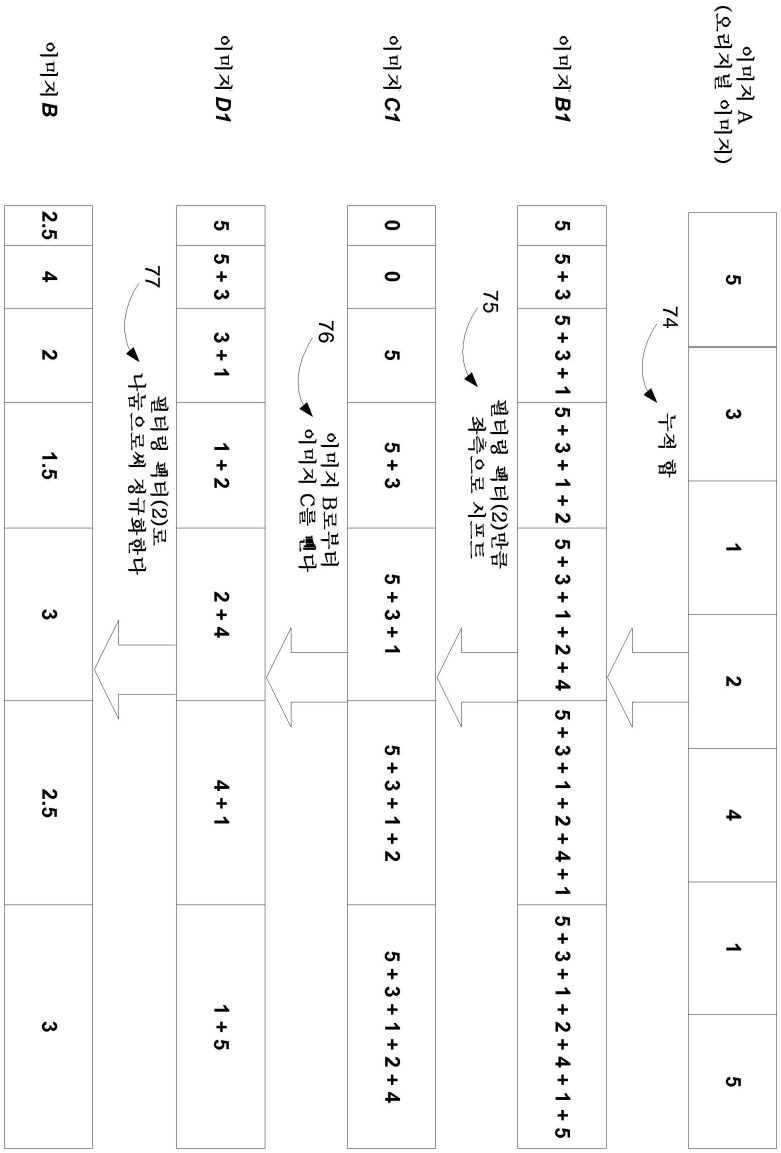
도면5


62
시작
69
1-D 누적 평균 필터를 오리지널 이미지 A에 적용하여 새로운 저역 통과 이미지 B를 생성한다
70
이미지 B를 이미지 A로 나누어, 반전되고 엑스선 보상되고 1-D 고역 통과 필터링된 이미지 C를 생성한다
71
상이한 필터 방향을 갖는 1-D 누적 평균 필터를 이미지 C에 적용하여 새로운 저역 통과 이미지 D를 생성한다
72
이미지 C를 이미지 D로 나누거나 이미지 C로부터 이미지 D를 감산하여 1-D 고역 통과 필터링된 이미지 E를 생성한다
73
각각의 추가적인 필터 방향에 대해 단계 71-72를 반복한다
종료

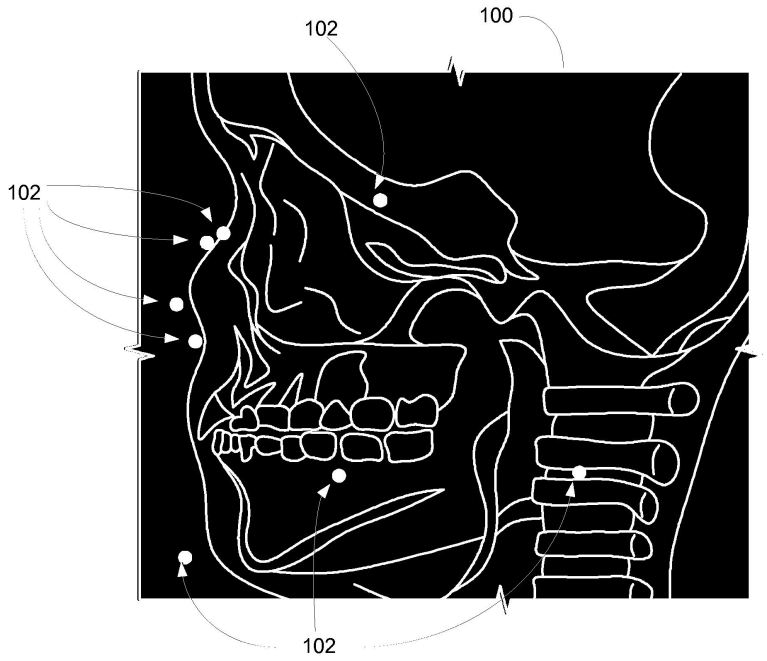
도면5a


69
시작
74
입력 A로부터 1-D 누적 합 이미지 B1을 생성한다
75
이미지 B1을 픽셀들의 필터 팩터 수만큼 시프트시켜 이미지 C1을 생성한다
76
C1로부터 이미지 B1을 감산하여 정규화되지 않은 이미지 D1을 생성한다
77
이미지 D1 내의 각각의 픽셀을 필터 팩터로 나누어 1-D 누적 평균 필터링된 이미지 B를 생성한다
종료

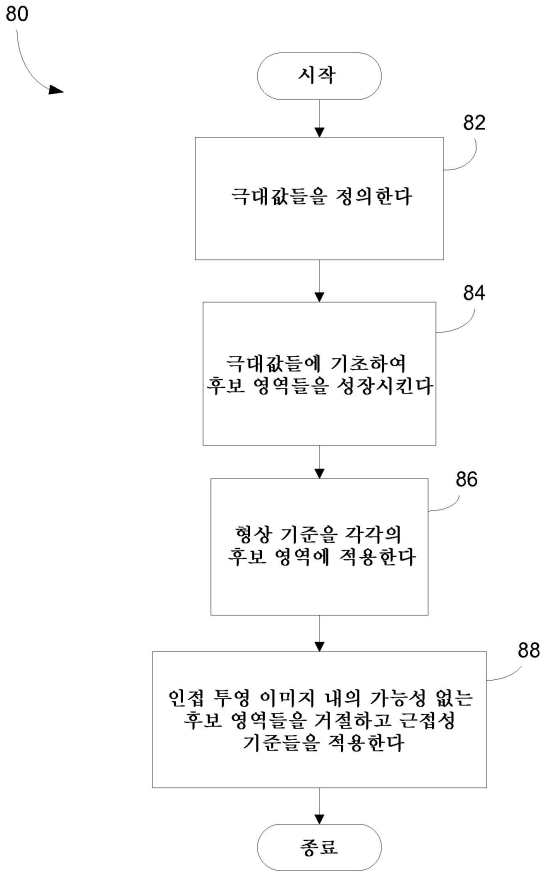
도면6


이미지 A
(오리지널 이미지)
5 3 1 2 4 1 5
74
누적 합
이미지 B1
5 5+3 5+3+1 5+3+1+2 5+3+1+2+4 5+3+1+2+4+1 5+3+1+2+4+1+5
75
필터링 뽑티(2)만큼
좌측으로 시프트
이미지 C1
0 0 5 5+3 5+3+1 5+3+1+2 5+3+1+2+4
76
이미지 B로부터
이미지 C를 뺀다
이미지 D1
5 5+3 3+1 1+2 2+4 4+1 1+5
77
필터링 뽑티(2)로
나눔으로써 정규화한다
이미지 B
2.5 4 2 1.5 3 2.5 3

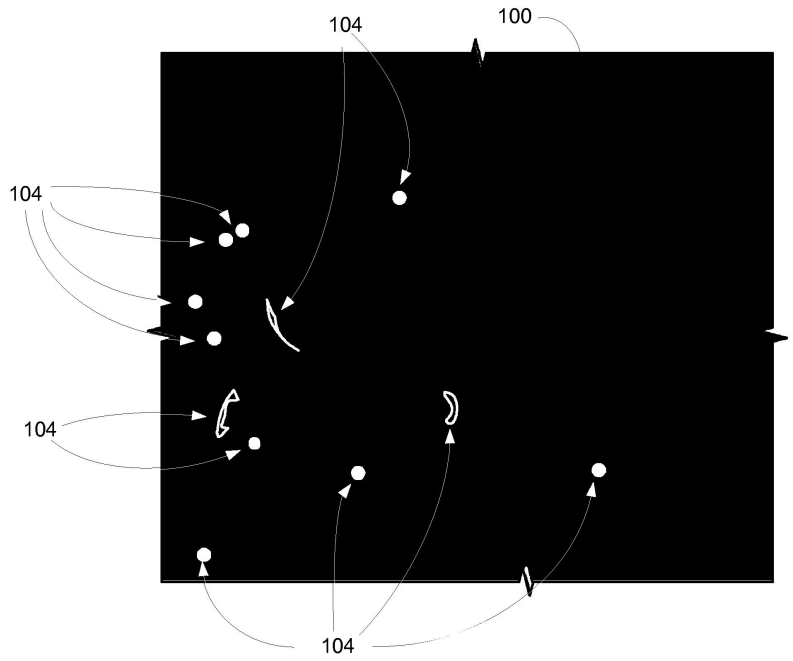
도면7


100
102
102
102

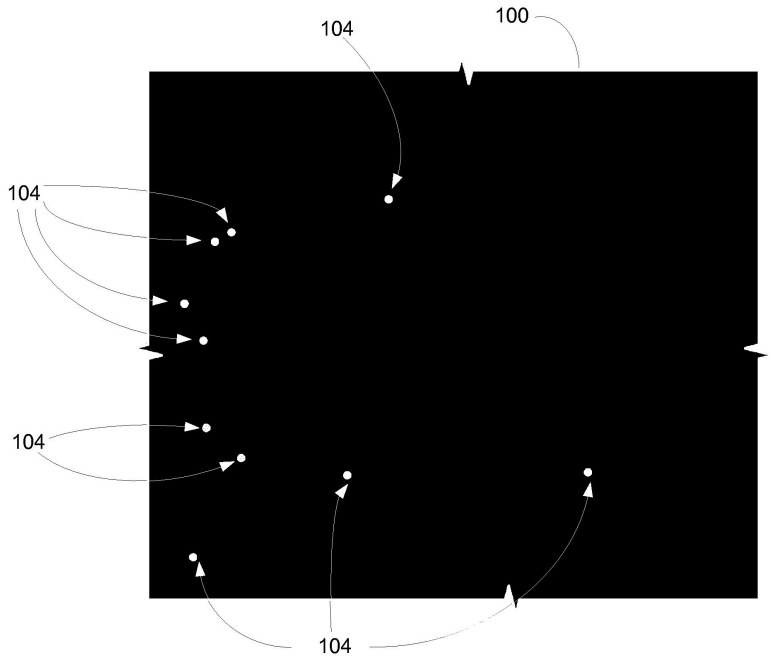
도면8


80
시작
82
극대값들을 정의한다
84
극대값들에 기초하여
후보 영역들을 성장시킨다
86
형상 기준을 각각의
후보 영역에 적용한다
88
인접 투영 이미지 내의 가능성 없는
후보 영역들을 거절하고 근접성
기준들을 적용한다
종료

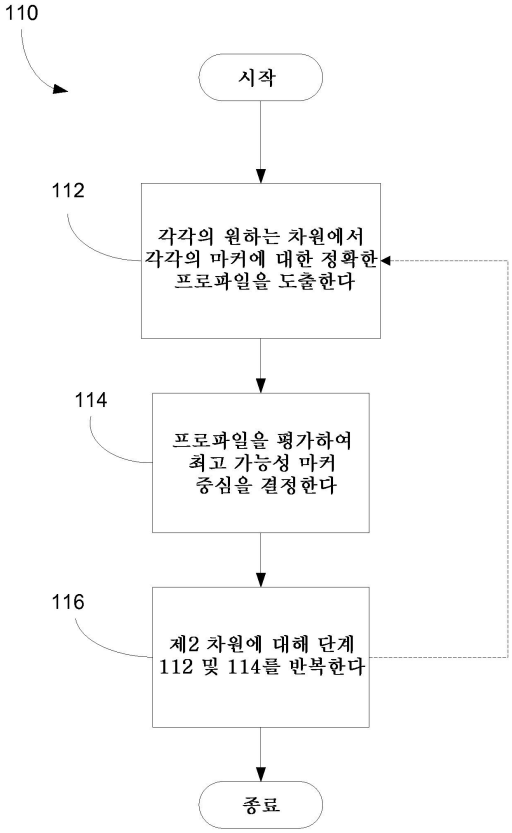
도면9



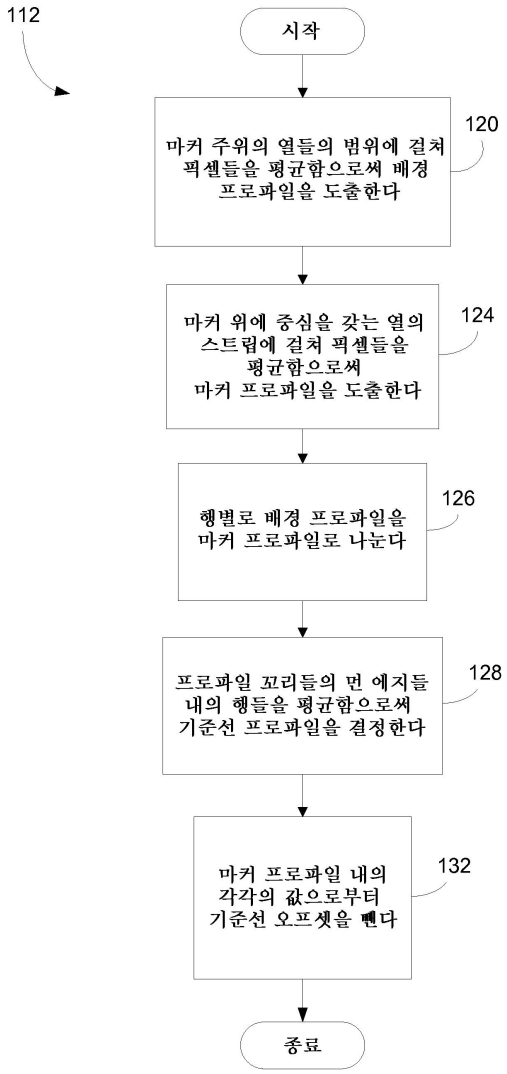
도면10



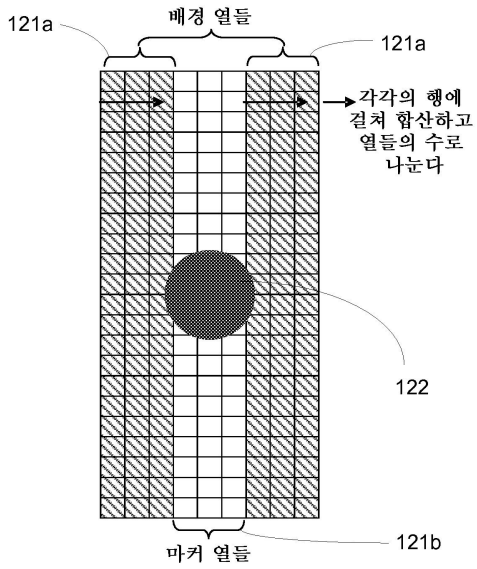
도면11


110
시작
112
각각의 원하는 차원에서
각각의 마커에 대한 정확한
프로파일을 도출한다
114
프로파일을 평가하여
최고 가능성 마커
중심을 결정한다
116
제2 차원에 대해 단계
112 및 114를 반복한다
종료

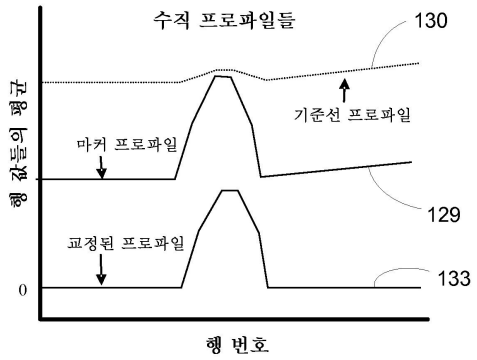
도면12


112
시작
마커 주위의 열들의 범위에 걸쳐 픽셀들을 평균함으로써 배경 프로파일을 도출한다
120
마커 위에 중심을 갖는 열의 스트립에 걸쳐 픽셀들을 평균함으로써 마커 프로파일을 도출한다
124
행별로 배경 프로파일을 마커 프로파일로 나눈다
126
프로파일 꼬리들의 먼 에지들 내의 행들을 평균함으로써 기준선 프로파일을 결정한다
128
마커 프로파일 내의 각각의 값으로부터 기준선 오프셋을 뺀다
132
종료

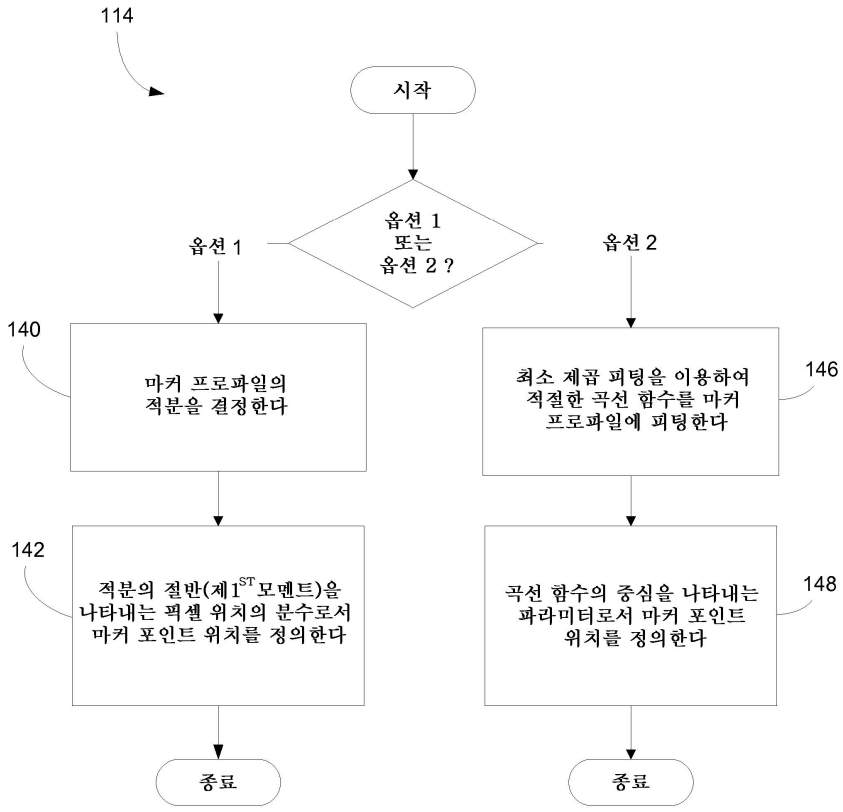
도면13


121a
배경 열들
121a
각각의 행에
걸쳐 합산하고
열들의 수로
나눈다
122
121b
마커 열들

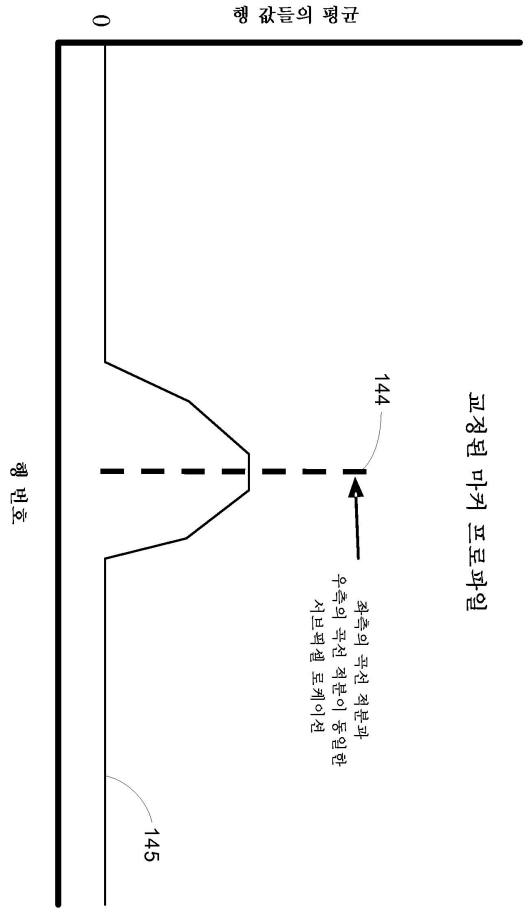
도면14


수직 프로파일들
130
기준선 프로파일
마커 프로파일
129
교정된 프로파일
133
0
행 값들의 평균
행 번호

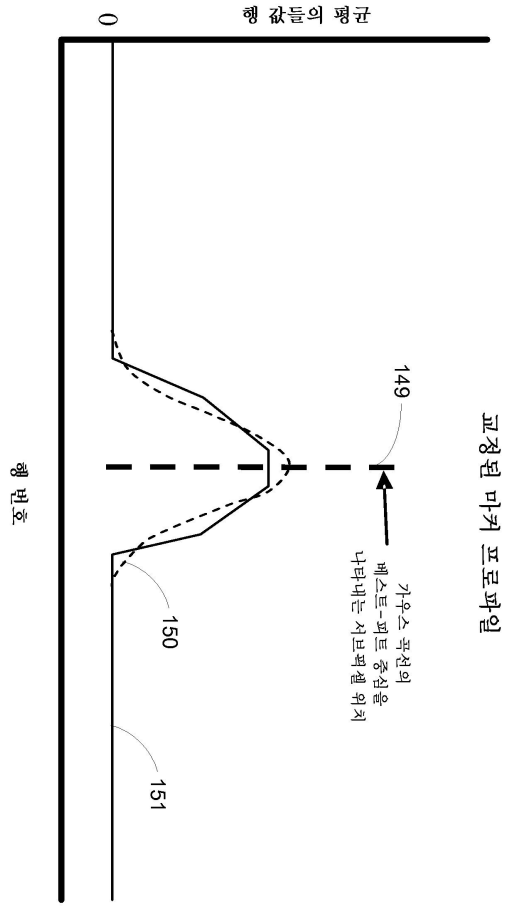
도면15


114
시작
옵션 1
또는
옵션 2 ?
옵션 1
옵션 2
140
마커 프로파일의
적분을 결정한다
142
적분의 절반(제1ST모멘트)을
나타내는 픽셀 위치의 분수로서
마커 포인트 위치를 정의한다
종료
146
최소 제곱 피팅을 이용하여
적절한 곡선 함수를 마커
프로파일에 피팅한다
148
곡선 함수의 중심을 나타내는
파라미터로서 마커 포인트
위치를 정의한다
종료

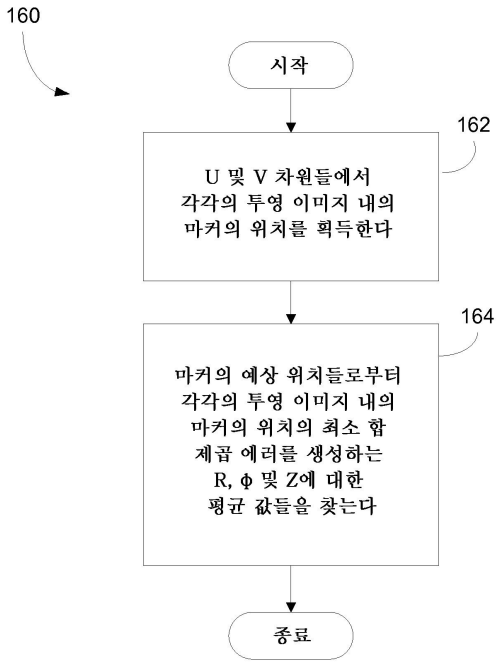
도면16


행 값들의 평균
0
교정된 마커 프로파일
144
좌측의 곡선 적분과
우측의 곡선 적분이 동일한
서브픽셀 로케이션
145
행 번호

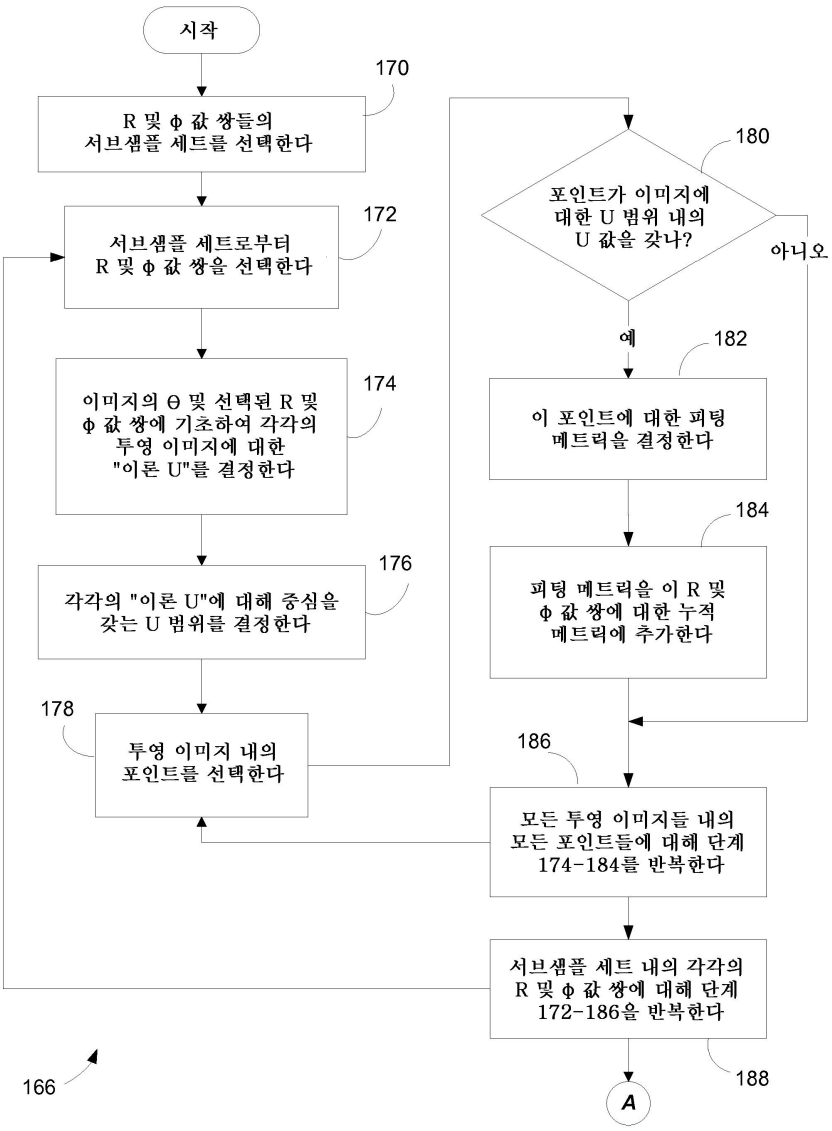
도면17


0
행 값들의 평균
149
교정된 마커 프로파일
행 번호
150
151
가우스 곡선의
베스트-피트 중심을
나타내는 서브픽셀 위치

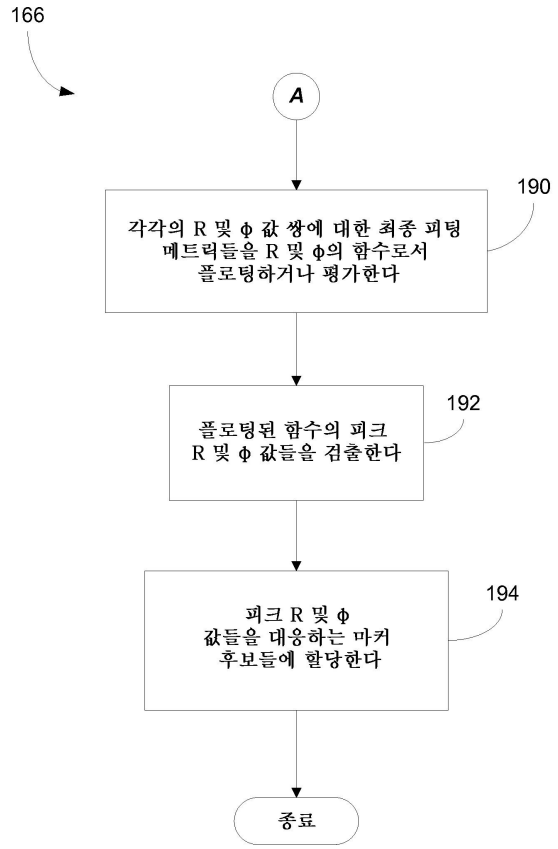
도면18


160
시작
162
U 및 V 차원들에서
각각의 투영 이미지 내의
마커의 위치를 획득한다
164
마커의 예상 위치들로부터
각각의 투영 이미지 내의
마커의 위치의 최소 합
제곱 에러를 생성하는
R, ϕ 및 Z에 대한
평균 값들을 찾는다
종료

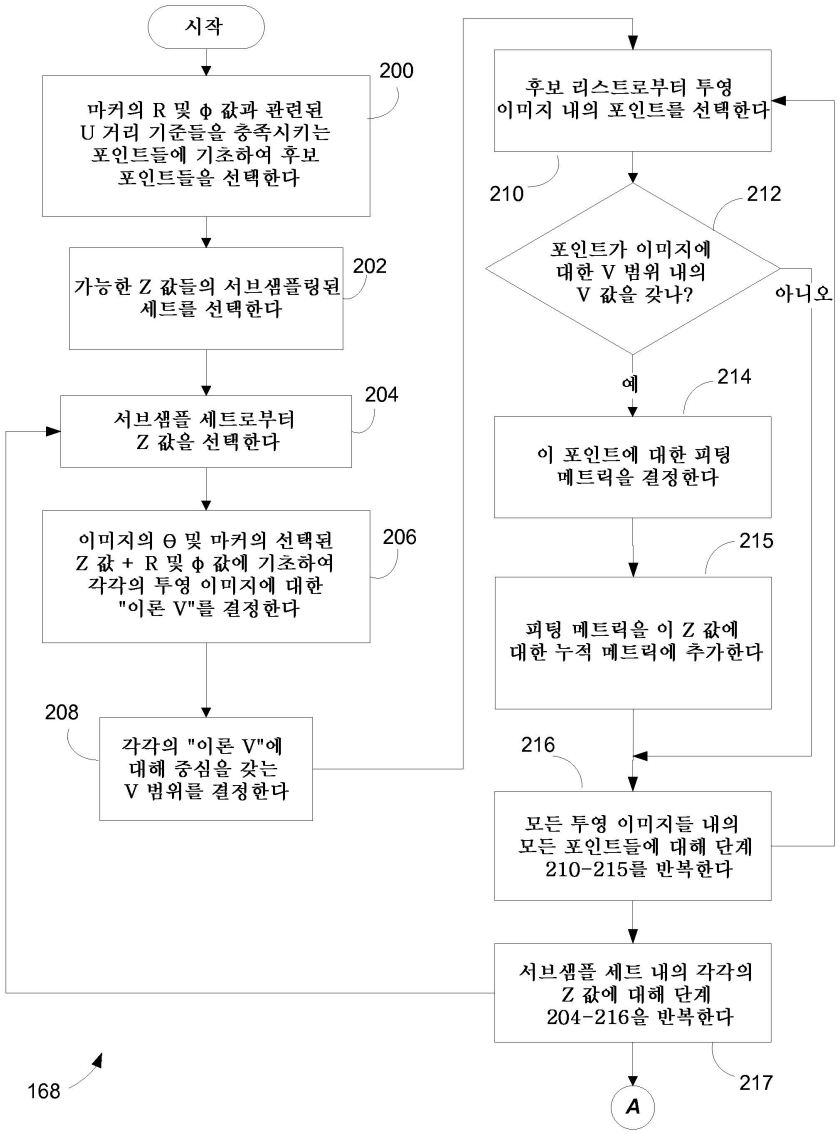
도면19a


시작
170
R 및 Φ 값 쌍들의 서브샘플 세트를 선택한다
172
서브샘플 세트로부터 R 및 Φ 값 쌍을 선택한다
174
이미지의 Θ 및 선택된 R 및 Φ 값 쌍에 기초하여 각각의 투영 이미지에 대한 "이론 U"를 결정한다
176
각각의 "이론 U"에 대해 중심을 갖는 U 범위를 결정한다
178
투영 이미지 내의 포인트를 선택한다
180
포인트가 이미지에 대한 U 범위 내의 U 값을 갖나?
아니오
예
182
이 포인트에 대한 피팅 메트릭을 결정한다
184
피팅 메트릭을 이 R 및 Φ 값 쌍에 대한 누적 메트릭에 추가한다
186
모든 투영 이미지들 내의 모든 포인트들에 대해 단계 174-184를 반복한다
서브샘플 세트 내의 각각의 R 및 Φ 값 쌍에 대해 단계 172-186을 반복한다
188
A
166

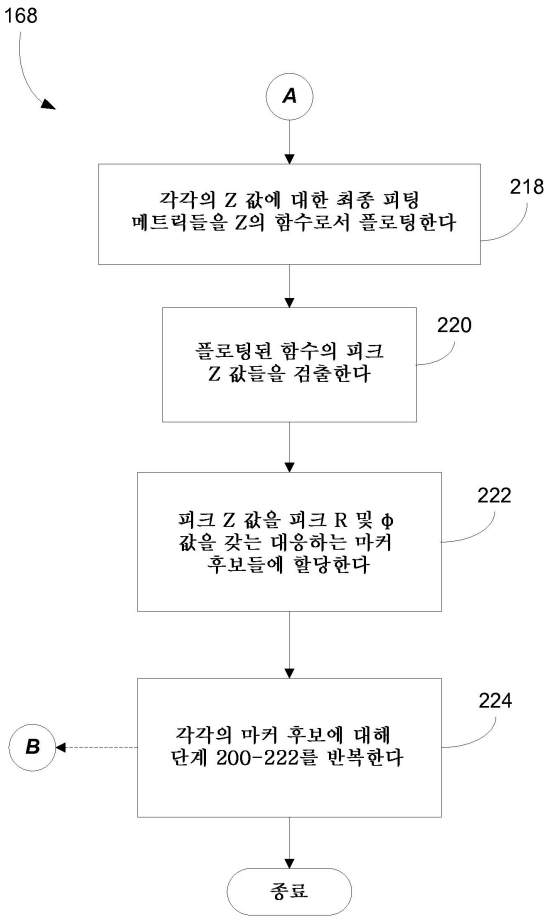
도면19b


166
A
190
각각의 R 및 ϕ 값 쌍에 대한 최종 피팅 메트릭들을 R 및 ϕ의 함수로서 플로팅하거나 평가한다
192
플로팅된 함수의 피크 R 및 ϕ 값들을 검출한다
194
피크 R 및 ϕ 값들을 대응하는 마커 후보들에 할당한다
종료

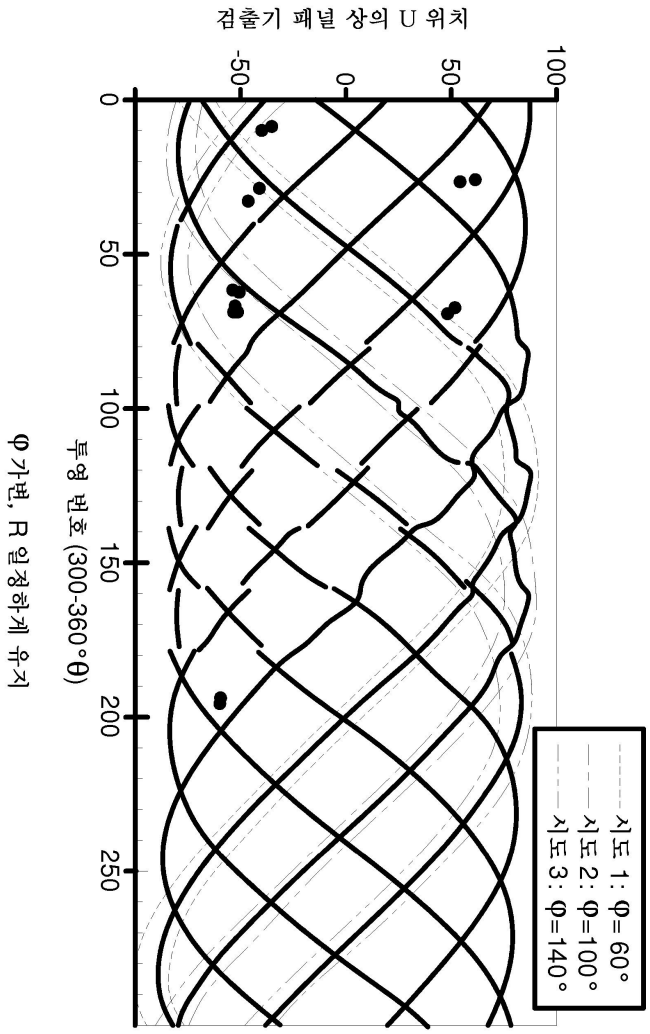
도면19c


시작
마커의 R 및 ϕ 값과 관련된 U 거리 기준들을 충족시키는 포인트들에 기초하여 후보 포인트들을 선택한다
200
가능한 Z 값들의 서브샘플링된 세트를 선택한다
202
서브샘플 세트로부터 Z 값을 선택한다
204
이미지의 Θ 및 마커의 선택된 Z 값 + R 및 ϕ 값에 기초하여 각각의 투영 이미지에 대한 "이론 V"를 결정한다
206
각각의 "이론 V"에 대해 중심을 갖는 V 범위를 결정한다
208
168
후보 리스트로부터 투영 이미지 내의 포인트를 선택한다
210
포인트가 이미지에 대한 V 범위 내의 V 값을 갖나?
212
아니오
예
이 포인트에 대한 피팅 메트릭을 결정한다
214
피팅 메트릭을 이 Z 값에 대한 누적 메트릭에 추가한다
215
216
모든 투영 이미지들 내의 모든 포인트들에 대해 단계 210-215를 반복한다
서브샘플 세트 내의 각각의 Z 값에 대해 단계 204-216을 반복한다
217
A

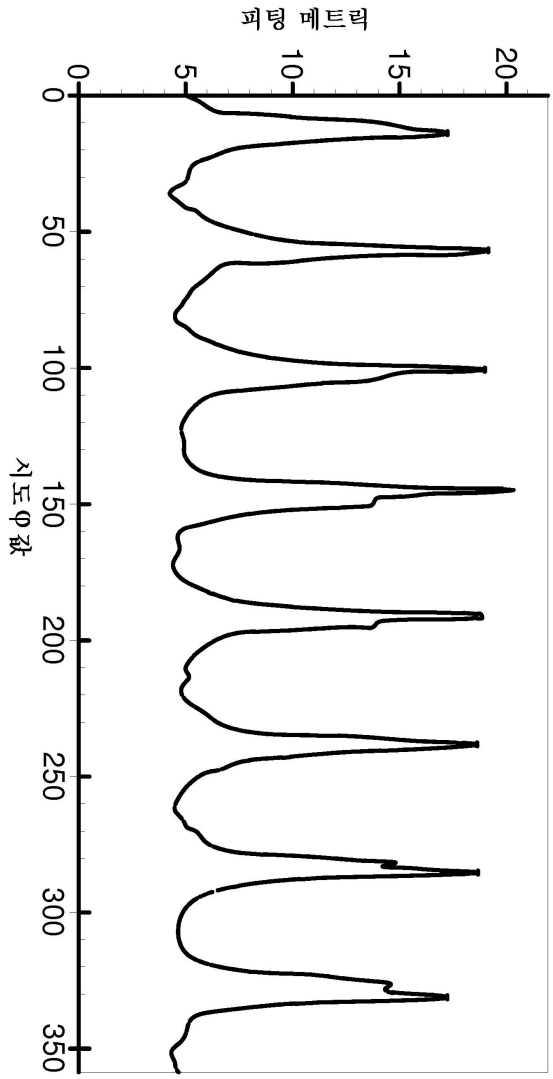
도면19d


168
A
각각의 Z 값에 대한 최종 피팅 메트릭들을 Z의 함수로서 플로팅한다
218
플로팅된 함수의 피크 Z 값들을 검출한다
220
피크 Z 값을 피크 R 및 ϕ 값을 갖는 대응하는 마커 후보들에 할당한다
222
각각의 마커 후보에 대해 단계 200-222를 반복한다
224
B
종료

도면20

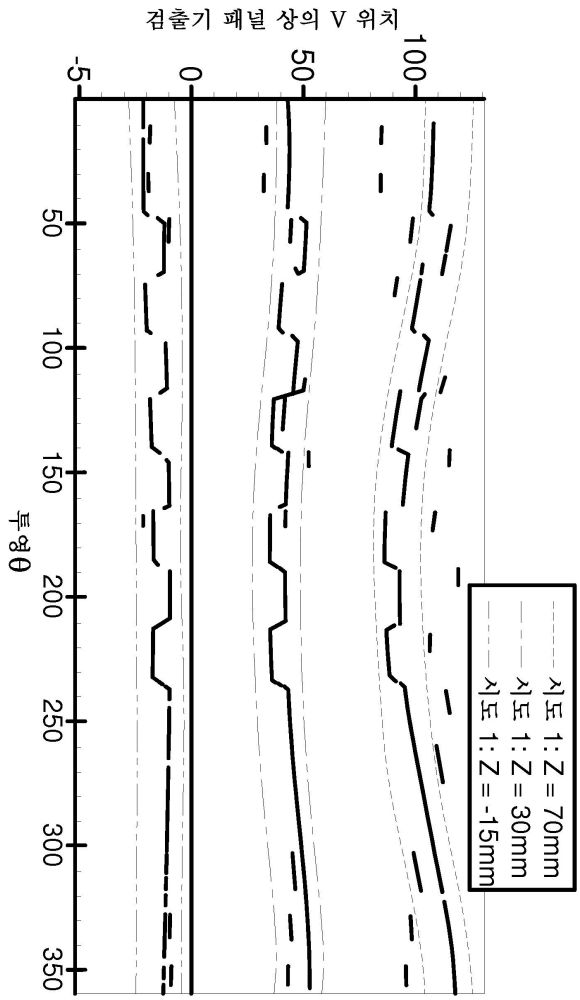

검출기 패널 상의 U 위치
-50
0
50
100
0
50
100
150
200
250
투영 번호 (300-360°θ)
φ 가변, R 일정하게 유지
시도 1: φ= 60°
시도 2: φ=100°
시도 3: φ=140°

도면21

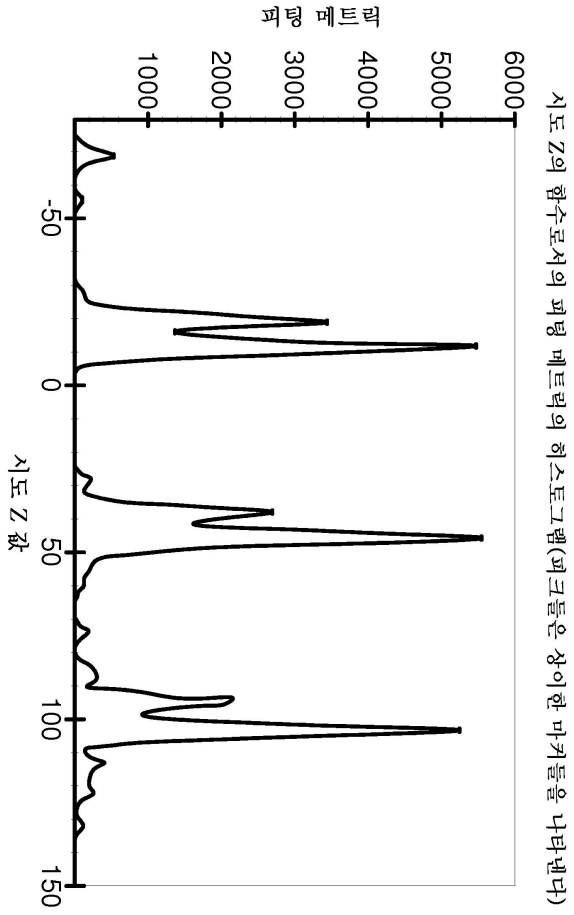


시도 φ의 함수로서의 피팅 메트릭의 히스토그램(피크들은 마커들을 나타낸다)

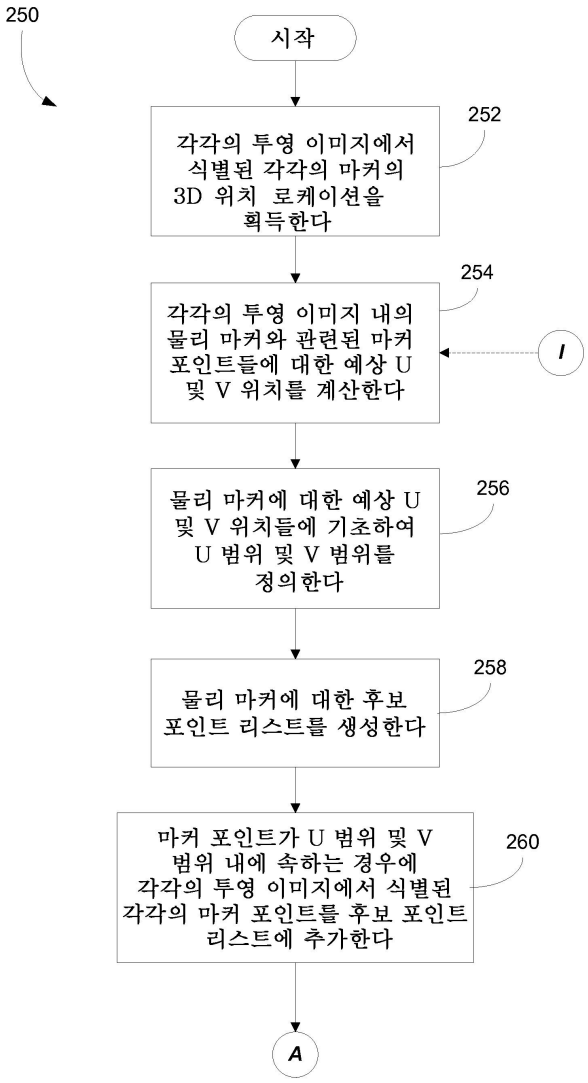
도면22


검출기 패널 상의 V 위치
-5
0
50
100
50
100
150
200
250
300
350
투영θ
시도 1: Z = 70mm
시도 1: Z = 30mm
시도 1: Z = -15mm

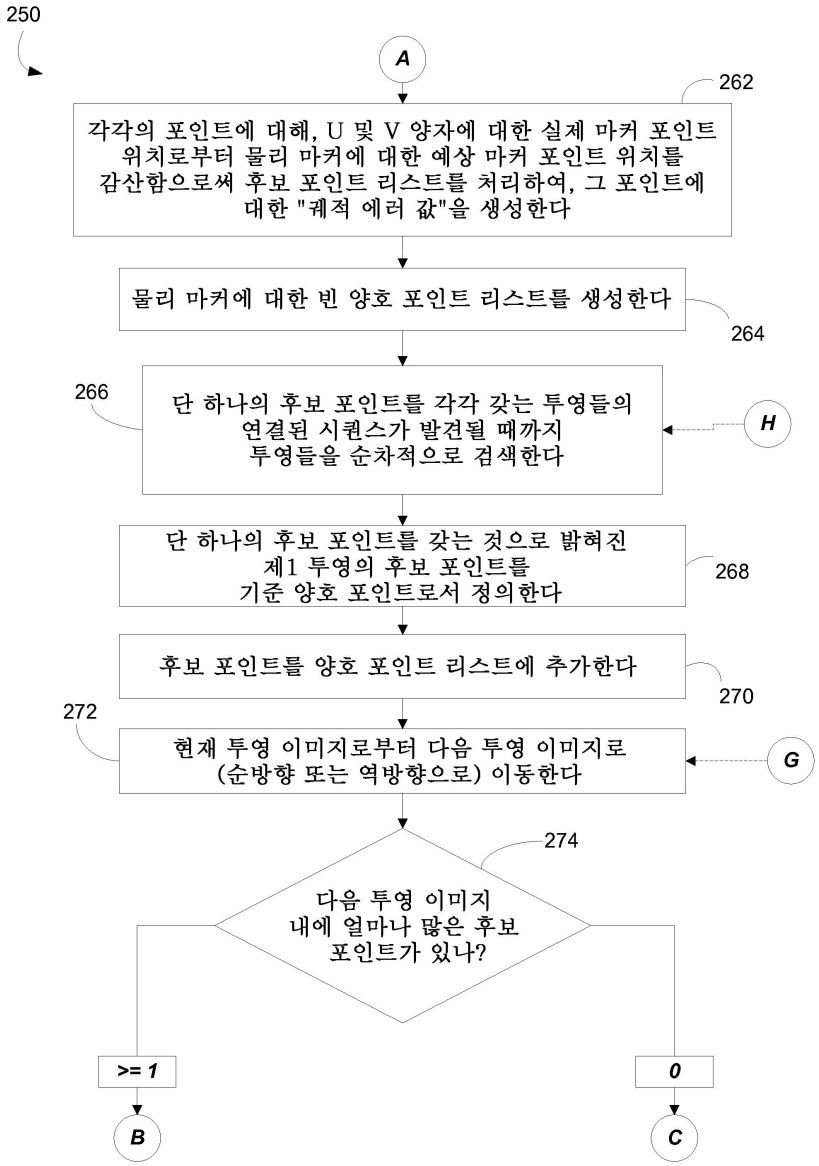
도면23


피팅 메트릭
6000
5000
4000
3000
2000
1000
-50
0
50
100
150
시도 Z 값
시도 Z의 함수로서의 피팅 메트릭의 히스토그램(피크들은 상이한 마커들을 나타낸다)

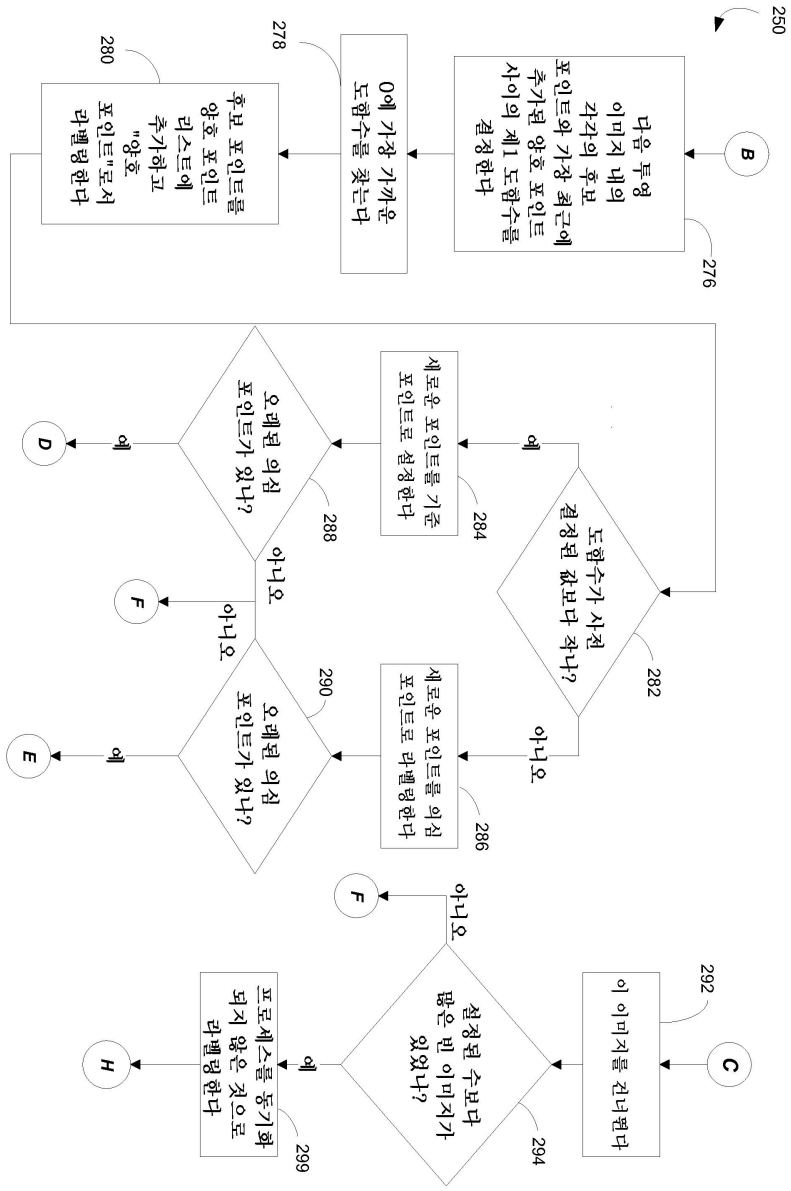
도면24a


250
시작
252
각각의 투영 이미지에서 식별된 각각의 마커의 3D 위치 로케이션을 획득한다
254
각각의 투영 이미지 내의 물리 마커와 관련된 마커 포인트들에 대한 예상 U 및 V 위치를 계산한다
I
256
물리 마커에 대한 예상 U 및 V 위치들에 기초하여 U 범위 및 V 범위를 정의한다
258
물리 마커에 대한 후보 포인트 리스트를 생성한다
260
마커 포인트가 U 범위 및 V 범위 내에 속하는 경우에 각각의 투영 이미지에서 식별된 각각의 마커 포인트를 후보 포인트 리스트에 추가한다
A

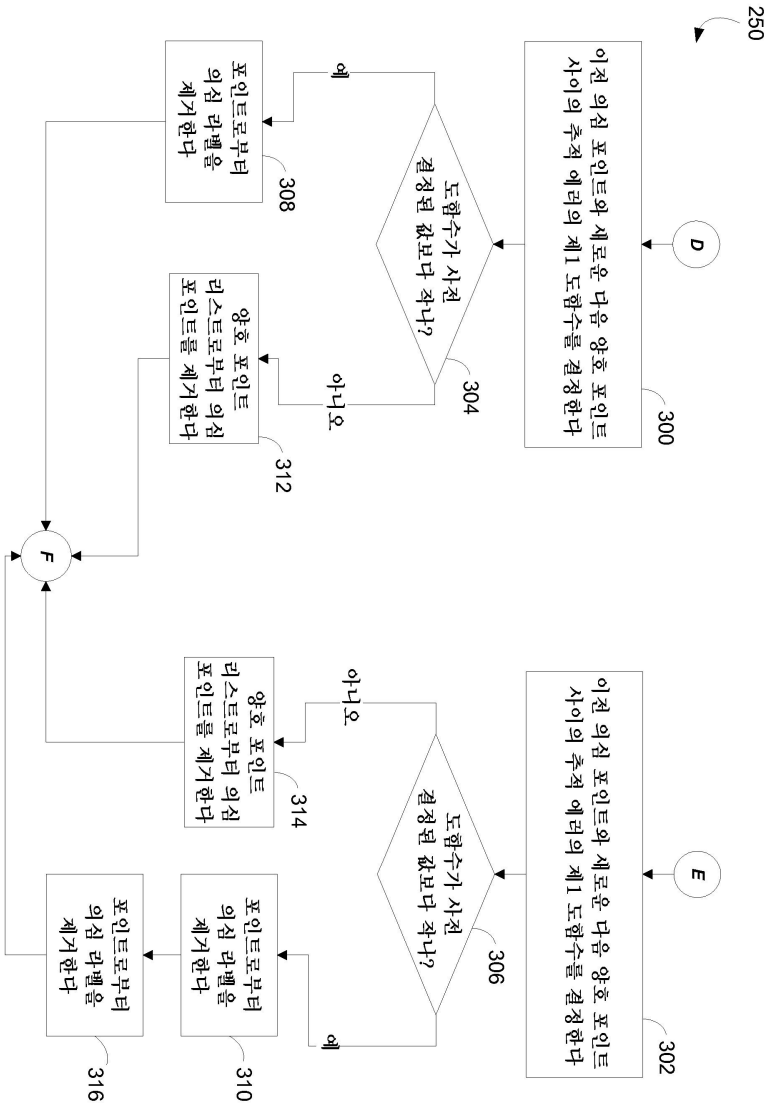
도면24b


250
A
262
각각의 포인트에 대해, U 및 V 양자에 대한 실제 마커 포인트 위치로부터 물리 마커에 대한 예상 마커 포인트 위치를 감산함으로써 후보 포인트 리스트를 처리하여, 그 포인트에 대한 "궤적 에러 값"을 생성한다
물리 마커에 대한 빈 양호 포인트 리스트를 생성한다
264
266
단 하나의 후보 포인트를 각각 갖는 투영들의 연결된 시퀀스가 발견될 때까지 투영들을 순차적으로 검색한다
H
단 하나의 후보 포인트를 갖는 것으로 밝혀진 제1 투영의 후보 포인트를 기준 양호 포인트로서 정의한다
268
후보 포인트를 양호 포인트 리스트에 추가한다
270
272
현재 투영 이미지로부터 다음 투영 이미지로 (순방향 또는 역방향으로) 이동한다
G
274
다음 투영 이미지 내에 얼마나 많은 후보 포인트가 있나?
>= 1
0
B
C

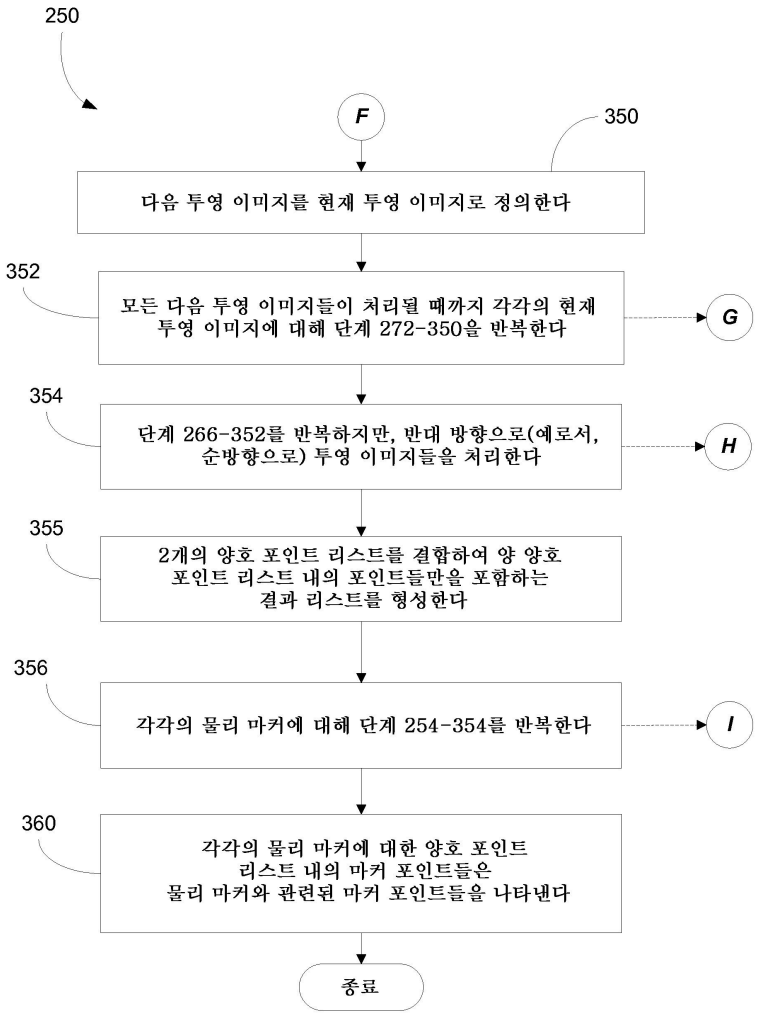
도면24c


250
B
다음 투영
이미지 내의
각각의 후보
포인트와 가장 최근에
추가된 양호 포인트
사이의 제1 도함수를
결정한다
276
0에 가장 가까운
도함수를 찾는다
278
후보 포인트를
양호 포인트
리스트에
추가하고
"양호
포인트"로서
라벨링한다
280
도함수가 사전
결정된 값보다 작나?
282
예
아니오
새로운 포인트를 기준
포인트로 설정한다
284
새로운 포인트를 의심
포인트로 라벨링한다
286
오래된 의심
포인트가 있나?
288
예
아니오
D
오래된 의심
포인트가 있나?
290
예
아니오
E
F
F
이 이미지를 건너뛴다
292
C
설정된 수보다
많은 빈 이미지가
있었나?
294
예
아니오
프로세스를 동기화
되지 않은 것으로
라벨링 한다
299
H

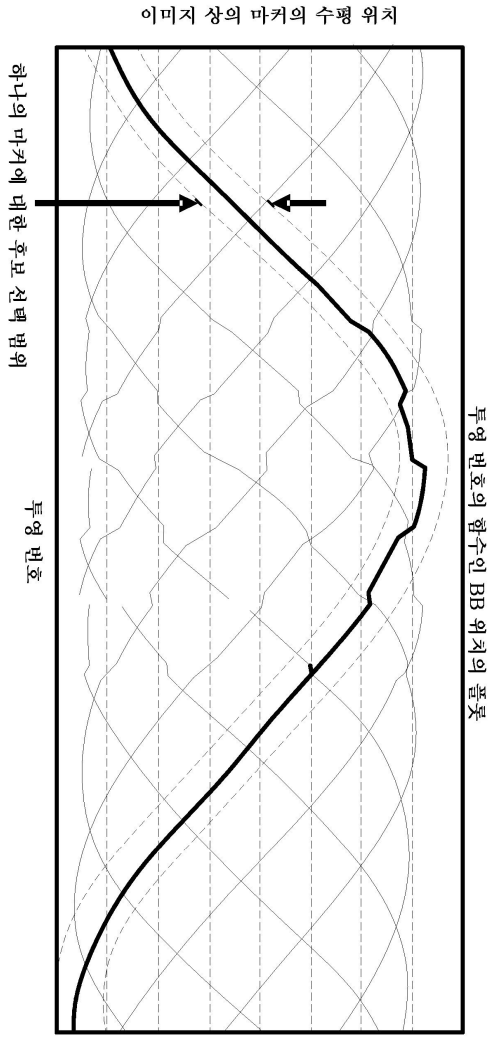
도면24d


250
이전 의심 포인트와 새로운 다음 양호 포인트 사이의 추적 에러의 제1 도함수를 결정한다
300
D
도함수가 사전 결정된 값보다 작나?
304
예
포인트로부터 의심 라벨을 제거한다
308
아니오
양호 포인트 리스트로부터 의심 포인트를 제거한다
312
F
이전 의심 포인트와 새로운 다음 양호 포인트 사이의 추적 에러의 제1 도함수를 결정한다
302
E
도함수가 사전 결정된 값보다 작나?
306
아니오
양호 포인트 리스트로부터 의심 포인트를 제거한다
314
예
포인트로부터 의심 라벨을 제거한다
310
포인트로부터 의심 라벨을 제거한다
316

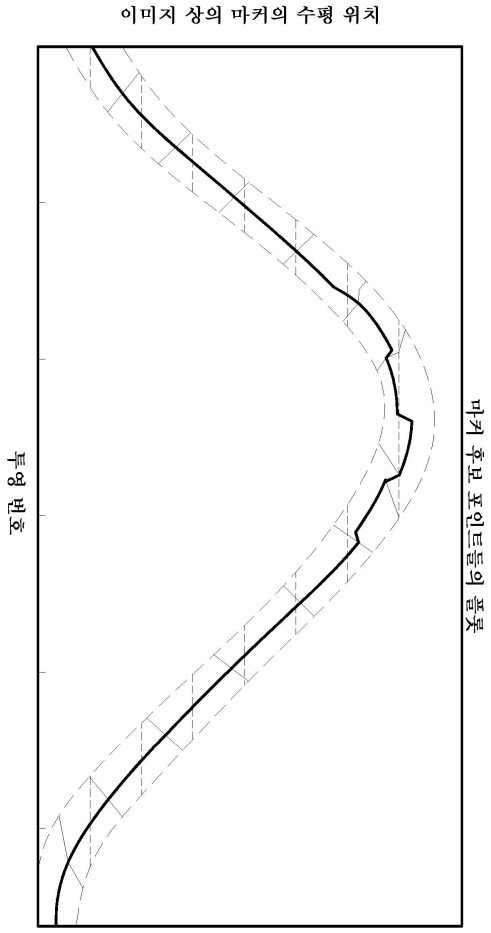
도면24e


250
F
350
다음 투영 이미지를 현재 투영 이미지로 정의한다
352
모든 다음 투영 이미지들이 처리될 때까지 각각의 현재 투영 이미지에 대해 단계 272-350을 반복한다
G
354
단계 266-352를 반복하지만, 반대 방향으로(예로서, 순방향으로) 투영 이미지들을 처리한다
H
355
2개의 양호 포인트 리스트를 결합하여 양 양호 포인트 리스트 내의 포인트들만을 포함하는 결과 리스트를 형성한다
356
각각의 물리 마커에 대해 단계 254-354를 반복한다
I
360
각각의 물리 마커에 대한 양호 포인트 리스트 내의 마커 포인트들은 물리 마커와 관련된 마커 포인트들을 나타낸다
종료

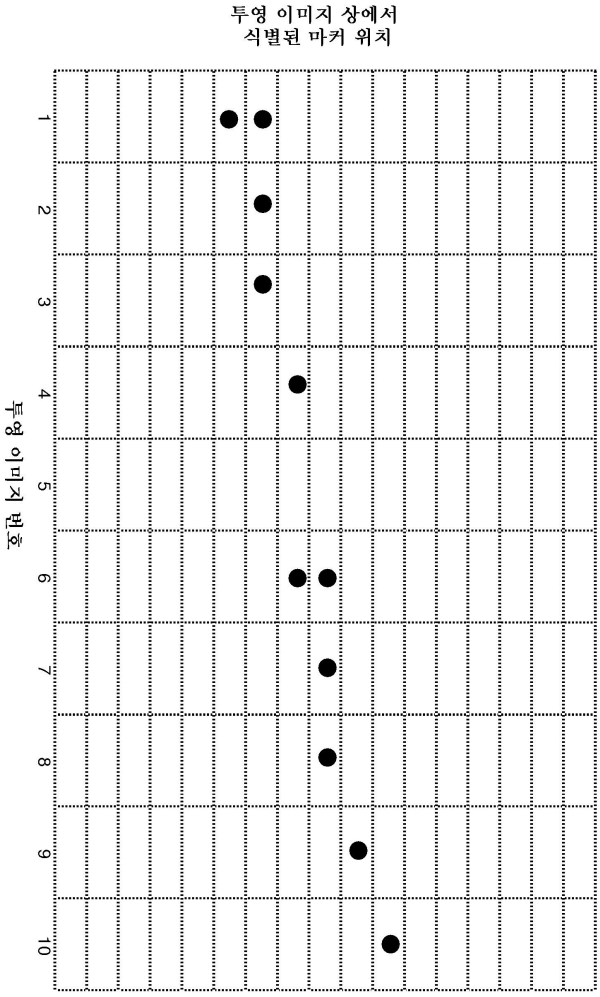
도면25



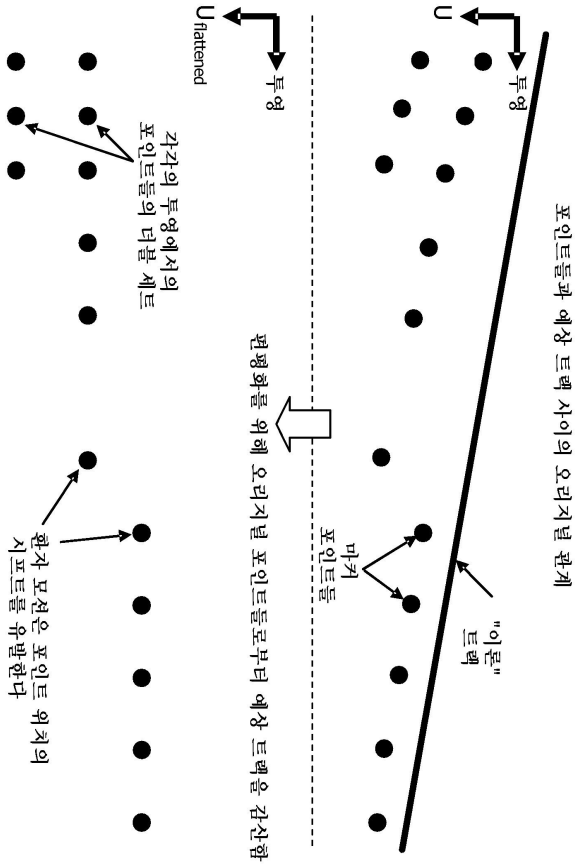
도면26



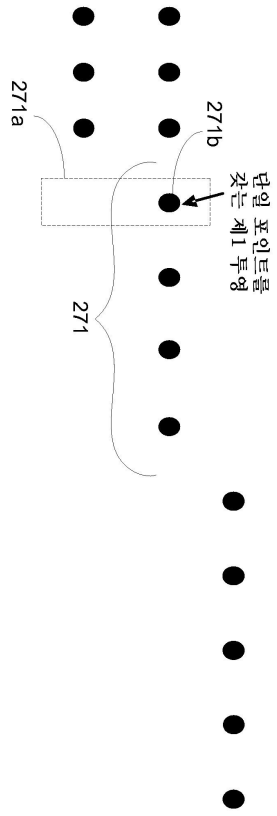
도면27



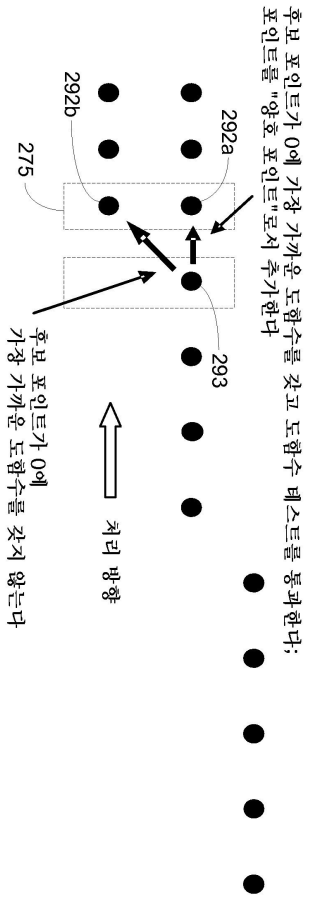
도면28


포인트들과 예상 트랙 사이의 오리지널 관계
U
투영
"이론"
트랙
마커
포인트들
편평화를 위해 오리지널 포인트들로부터 예상 트랙을 감산함
U flattened
투영
각각의 투영에서의
포인트들의 더블 세트
환자 모션은 포인트 위치의
시프트를 유발한다

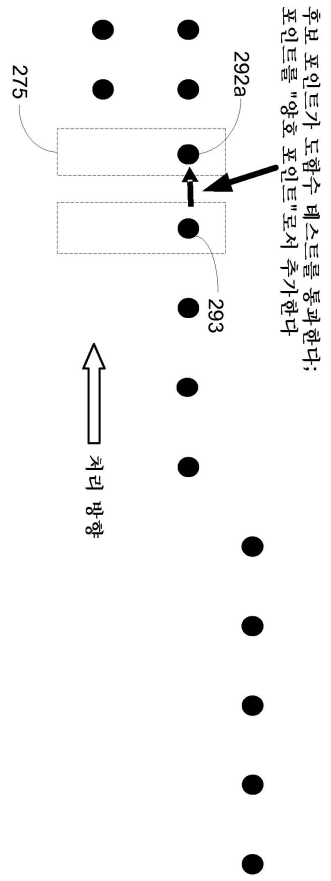
도면29



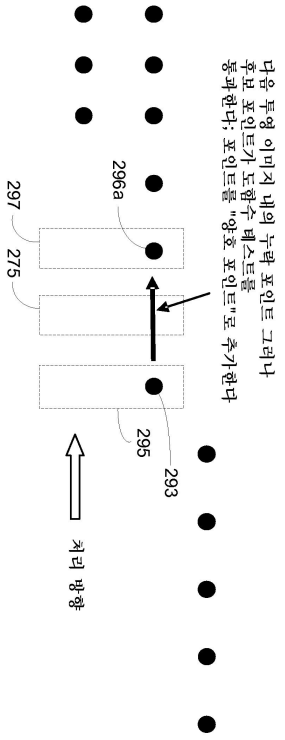
도면30


후보 포인트가 0에 가장 가까운 도함수를 갖고 도함수 테스트를 통과한다;
포인트를 "양호 포인트"로서 추가한다
292a
293
292b
275
처리 방향
후보 포인트가 0에
가장 가까운 도함수를 갖지 않는다

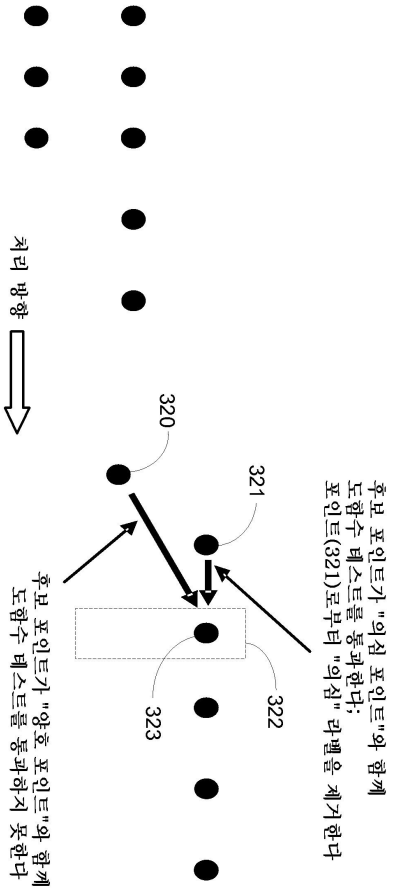
도면31



도면32


다음 투영 이미지 내의 누락 포인트 그러나 후보 포인트가 도함수 테스트를 통과한다; 포인트를 "양호 포인트"로 추가한다
296a
297
275
295
293
처리 방향

도면33


처리 방향
320
321
322
323
후보 포인트가 "양호 포인트"와 함께
도함수 테스트를 통과하지 못한다
후보 포인트가 "악성 포인트"와 함께
도함수 테스트를 통과한다;
포인트(321)로부터 "악성" 라벨을 제거한다