



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년10월10일
(11) 등록번호 10-1660832
(24) 등록일자 2016년09월22일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/113 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/08 (2006.01) A61B 5/11 (2006.01)
G06K 9/62 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/1135 (2013.01)
A61B 5/0033 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0188710
(22) 출원일자 2015년12월29일
심사청구일자 2015년12월29일
(56) 선행기술조사문헌
W02004049109 A2
W02014124855 A1

(73) 특허권자
경북대학교 산학협력단
대구광역시 북구 대학로 80 (산격동, 경북대학교)
(72) 발명자
박순용
대구광역시 수성구 동대구로 250 (범어동, 태왕유
성하이빌아파트) 101동 1805호
우다야 위제나야키
대구 북구 대현동 19-3번지 101호
(74) 대리인
권혁수, 송윤호

전체 청구항 수 : 총 15 항

심사관 : 최석규

(54) 발명의 명칭 **호흡 운동 측정 장치 및 방법**

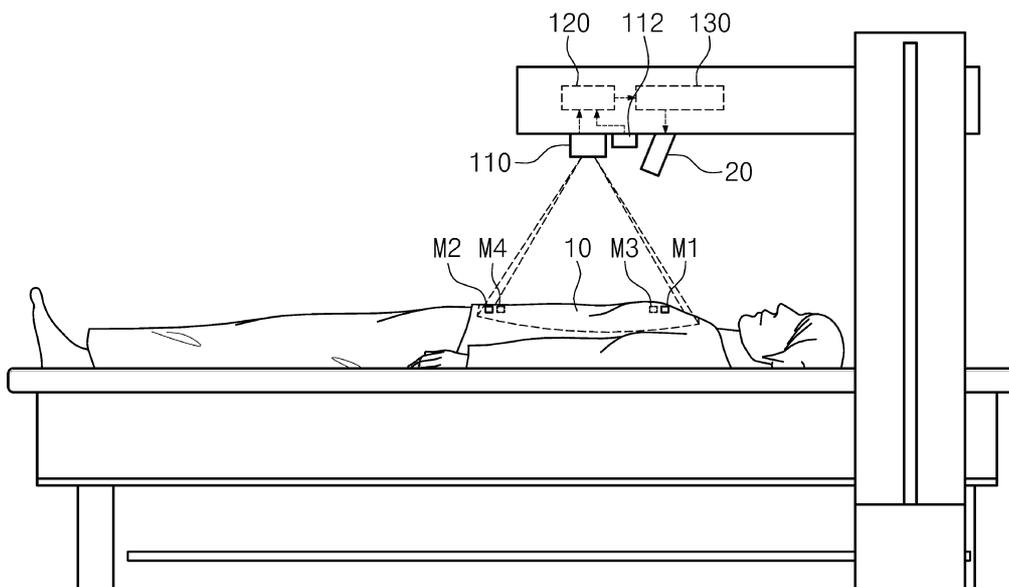
(57) 요약

본 발명은 호흡 운동 측정 장치 및 방법에 관한 것으로, 본 발명의 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 방법은 대상체에 부착된 마커들을 서로 다른 시점에서 촬영한 영상들 각각에서 마커들의 영상 좌표를 산출하여 관심 영역을 결정하고, 관심 영역을 이용하여 대상체에 대해 획득된 제1 거리영상들에서 제1 관심 영상들을 생성하는 단계;

(뒷면에 계속)

대표도 - 도1

100



제1 거리영상들로부터 생성된 제1 관심 영상들에 대해 주성분 분석(principle component analysis)을 수행하여, 고유치(eigenvalue)가 높은 순으로 주성분을 결정하는 단계; 영상들 중에서 대상체에 대해 획득된 제2 거리영상과 동기화되어 촬영된 영상에 대해 마커들의 영상 좌표를 이용하여 결정된 관심 영역을 이용하여, 제2 거리영상에 대한 제2 관심 영상을 생성하는 단계; 및 제2 관심 영상을 주성분으로 결정된 고유벡터(eigenvector)에 투영하여 대상체의 호흡에 따른 움직임을 측정하는 단계를 포함한다. 본 발명의 실시 예에 의하면 환자의 호흡이나 움직임에 관계없이 일관된 신체 영역을 관심 영역으로 획득하여 호흡 운동 측정 정확도를 향상시킬 수 있으며, 거리센서의 위치 의존성에 따른 오차 요인을 제거하고, 주성분 분석에 의하여 환자의 호흡 운동을 정확하게 측정할 수 있다.

(52) CPC특허분류

- A61B 5/08 (2013.01)
- A61B 5/1128 (2013.01)
- A61B 5/113 (2013.01)
- A61B 5/7253 (2013.01)
- A61B 5/7264 (2013.01)
- A61B 5/748 (2013.01)
- G06K 9/6247 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711026384

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 정보통신기술진흥센터

연구사업명 정보통신방송기술개발사업

연구과제명 치료시간 30% 단축을 위한 자동 병변 추적 기술기반 악성종양 치료용 500 cGy급 dual-head 갠트리 방사선 치료시스템 개발

기여율 3/5

주관기관 성균관대학교 산학협력단

연구기간 2015.03.01 ~ 2016.02.29

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1345236055

부처명 교육부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 기본연구

연구과제명 다시점 깊이 카메라의 상용화를 위한 360도 3차원 모델 생성 기술 개발

기여율 2/5

주관기관 경북대학교

연구기간 2015.05.01 ~ 2016.04.30

공지예외적용 : 있음

명세서

청구범위

청구항 1

대상체에 부착된 마커들을 서로 다른 시점에서 촬영한 영상들 각각에서 상기 마커들의 영상 좌표를 산출하여 관심 영역을 결정하고, 상기 관심 영역을 이용하여 상기 대상체에 대해 획득된 제1 거리영상들에서 제1 관심 영상들을 생성하는 단계;

상기 제1 거리영상들로부터 생성된 제1 관심 영상들에 대해 주성분 분석(principle component analysis)을 수행하여, 고유치(eigenvalue)가 높은 순으로 주성분을 결정하는 단계;

상기 영상들 중에서 상기 대상체에 대해 획득된 제2 거리영상과 동기화되어 촬영된 영상에 대해 상기 마커들의 영상 좌표를 이용하여 결정된 관심 영역을 이용하여, 상기 제2 거리영상에 대한 제2 관심 영상을 생성하는 단계; 및

상기 제2 관심 영상을 상기 주성분으로 결정된 고유벡터(eigenvector)에 투영하여 상기 대상체의 호흡에 따른 움직임을 측정하는 단계를 포함하는 호흡 운동 측정 방법.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 제1 관심 영상들을 생성하는 단계는,

상기 영상들 각각에서 상기 마커들의 영상 좌표를 산출하여 관심 영역을 결정하는 단계;

상기 제1 거리영상들 각각에서, 상기 제1 거리영상들과 동기화되어 촬영된 상기 영상들에 대해 결정된 관심 영역에 해당하는 영상 영역을 추출하는 단계; 및

상기 영상 영역을 직사각형 좌표계 영상으로 어파인(affine) 변환하여 상기 제1 관심 영상들을 생성하는 단계를 포함하는 호흡 운동 측정 방법.

청구항 3

제1 항에 있어서,

상기 주성분을 결정하는 단계는,

상기 제1 관심 영상들 각각의 영상 좌표별 거리정보를 이용하여 공분산 행렬을 산출하는 단계;

상기 공분산 행렬을 이용하여 상기 고유치 및 상기 고유벡터를 산출하는 단계; 및

상기 고유치 및 상기 고유벡터에 따라 상기 주성분을 결정하는 단계를 포함하는 호흡 운동 측정 방법.

청구항 4

제3 항에 있어서,

상기 공분산 행렬을 산출하는 단계는 하기의 식 1에 따라 수행되고,

[식 1]

$$K = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)(x_i - \mu)^T$$

상기 식 1에서, K는 상기 공분산 행렬, N은 상기 제1 관심 영상들의 개수, x_i 는 i 번째 제1 관심 영상의 픽셀 값들의 벡터, μ 는 상기 제1 관심 영상들의 평균 영상의 픽셀 값들의 벡터, T는 전치행렬을 나타내는 호흡 운동 측정 방법.

청구항 5

제4 항에 있어서,
 상기 고유치 및 상기 고유벡터를 산출하는 단계는 하기의 식 2에 따라 수행되고,
 [식 2]

$$Ke = \lambda e$$

상기 식 2에서, K는 상기 공분산 행렬, λ 는 상기 고유치, e는 상기 고유벡터를 나타내는 호흡 운동 측정 방법.

청구항 6

제5 항에 있어서,
 상기 대상체의 호흡에 따른 움직임을 측정하는 단계는 하기의 식 3에 따라 수행되고,
 [식 3]

$$[a_1 \dots a_k] = [x - \mu]^T [e_1 \dots e_k]$$

상기 식 3에서, x는 상기 제2 관심 영상의 픽셀 값들의 벡터, μ 는 상기 제1 관심 영상들의 평균 영상의 픽셀 값들의 벡터, $[e_1 \dots e_k]$ 는 상기 주성분으로 결정된 고유벡터, $[a_1 \dots a_k]$ 는 상기 제2 관심 영상의 픽셀 값들의 행렬 이 상기 주성분의 공간축으로 투영된 주성분 투영정보를 나타내는 호흡 운동 측정 방법.

청구항 7

제1 항 내지 제6 항 중 어느 한 항의 방법을 실행하기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체.

청구항 8

대상체에 부착된 마커들을 순차적으로 촬영한 영상들 각각에서 상기 마커들의 영상 좌표를 산출하여 관심 영역을 결정하고, 상기 관심 영역을 이용하여 상기 대상체에 대해 획득된 거리영상들로부터 관심 영상들을 생성하는 관심영상 생성부;

상기 거리영상들 중 제1 거리영상들로부터 생성된 제1 관심 영상들에 대해 주성분 분석(principle component analysis)을 수행하여, 고유치(eigenvalue)가 높은 순으로 주성분을 결정하는 주성분 분석부; 및

상기 거리영상들 중 제2 관심 영상을 상기 주성분으로 결정된 고유벡터(eigenvector)에 투영하여 상기 대상체의 호흡에 따른 움직임을 측정하는 호흡운동 측정부를 포함하는 호흡 운동 측정 장치.

청구항 9

제8 항에 있어서,
 상기 관심영상 생성부는,
 상기 영상들 각각에서 상기 마커들의 영상 좌표를 산출하여 관심 영역을 결정하는 관심영역 결정부;
 각각의 제1 거리영상에서, 제1 거리영상과 동기화되어 촬영된 영상에 대해 결정된 관심 영역에 해당하는 영상 영역을 추출하는 영상영역 추출부; 및

상기 영상 영역을 직사각형 좌표계 영상으로 어파인(affine) 변환하여 상기 제1 관심 영상들을 생성하는 어파인 변환부를 포함하는 호흡 운동 측정 장치.

청구항 10

제8 항에 있어서,
 상기 주성분 분석부는,

상기 제1 관심 영상들 각각의 영상 좌표별 거리정보를 이용하여 공분산 행렬을 산출하는 공분산 매트릭스 산출부;

상기 공분산 행렬을 이용하여 상기 고유치 및 상기 고유벡터를 산출하는 고유벡터 산출부; 및

상기 고유치 및 상기 고유벡터에 따라 상기 주성분을 결정하는 주성분 결정부를 포함하는 호흡 운동 측정 장치.

청구항 11

제10 항에 있어서,

상기 공분산 매트릭스 산출부는 상기 제1 관심 영상들 각각의 픽셀 값들의 벡터와 상기 제1 관심 영상들의 평균 영상의 픽셀 값들의 벡터를 이용하여 상기 공분산 행렬을 산출하는 호흡 운동 측정 장치.

청구항 12

제11 항에 있어서,

상기 공분산 매트릭스 산출부는 하기의 식 1에 따라 상기 공분산 행렬을 산출하고,

[식 1]

$$K = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)(x_i - \mu)^T$$

상기 식 1에서, K는 상기 공분산 행렬, N은 상기 제1 관심 영상들의 개수, x_i 는 i번째 제1 관심 영상의 픽셀 값들의 벡터, μ 는 상기 제1 관심 영상들의 평균 영상의 픽셀 값들의 벡터, T는 전치행렬을 나타내는 호흡 운동 측정 장치.

청구항 13

제12 항에 있어서,

상기 고유벡터 산출부는 하기의 식 2에 따라 상기 고유치 및 상기 고유벡터를 산출하고,

[식 2]

$$Ke = \lambda e$$

상기 식 2에서, K는 상기 공분산 행렬, λ 는 상기 고유치, e는 상기 고유벡터를 나타내는 호흡 운동 측정 장치.

청구항 14

제8 항에 있어서,

상기 호흡운동 측정부는 상기 제2 관심 영상의 픽셀 값들의 행렬과 상기 제1 관심 영상들의 평균 영상의 픽셀 값들의 행렬 간의 차이 행렬을 상기 고유벡터에 투영하여 상기 대상체의 호흡에 따른 움직임을 측정하는 호흡 운동 측정 장치.

청구항 15

제14 항에 있어서,

상기 호흡운동 측정부는 하기의 식 3에 따라 상기 대상체의 호흡에 따른 움직임을 측정하고,

[식 3]

$$[a_1 \dots a_k] = [x - \mu]^T [e_1 \dots e_k]$$

상기 식 3에서, x는 상기 제2 관심 영상의 픽셀 값들의 벡터, μ 는 상기 제1 관심 영상들의 평균 영상의 픽셀 값들의 벡터, $[e_1 \dots e_k]$ 는 상기 주성분으로 결정된 고유벡터, $[a_1 \dots a_k]$ 는 상기 제2 관심 영상의 픽셀 값들의 행렬이 상기 주성분의 공간축으로 투영된 주성분 투영정보를 나타내는 호흡 운동 측정 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 대상체의 호흡 운동을 측정하는 장치 및 방법에 관한 것으로, 보다 상세하게는 주성분 분석에 의하여 대상체의 호흡 운동을 측정하는 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 암 치료를 위해 방사선 요법이 사용되고 있다. 방사선 요법의 목적은 종양 주변의 건강한 조직들이 손상되지 않도록 하면서 충분히 높은 방사선량을 조사하여 종양을 제거하는 것이다. 환자의 호흡은 흉부와 복부에 상당한 외부 및 내부 운동을 야기한다. 환자의 호흡에 의해 야기되는 움직임과 변형은 특히 흉복부 방사선 치료 계획 및 방사선 조사 과정에 오류를 일으키는 주요 원인이다. 따라서 이러한 환자의 호흡에 따른 움직임을 추적하고 모델링하는 것은 정확한 치료 계획과 외부 방사선 치료시의 방사선량 산정을 위한 중요한 과제이다. 환자의 호흡에 따른 움직임을 정확하게 추적하지 않으면, 방사선 조사의 정확도가 떨어지고, 종양 조직에 높은 준위의 방사선이 조사되지 않거나, 종양 조직 주변의 정상 조직에 높은 준위의 방사선이 노출되어 이상을 일으킬 수 있다.

[0003] 환자의 호흡 운동을 모델링하기 위한 다양한 방법들이 소개되었다. 이들 중 적외선 센서를 사용하는 방식은 고가의 부품을 필요로 한다. 환자에게 단단히 조여진 조끼에 기준 마커들을 부착하여 외부 호흡 운동을 추적하는 방식도 있으나, 환자들에게 상당한 불편함을 줄 뿐만 아니라, 노드들의 부착이나 이식과 같은 과정으로 인해 수술 시간이 늘어나는 단점이 있다. 환자의 호흡 운동 측정을 정확하게 측정하기 위해서는 환자의 호흡 측정을 위해 촬영된 영상에서 환자에 대한 관심 영역이 신체의 동일한 부분으로 일관되게 유지되어야 한다. 그러나 환자의 호흡이나 움직임으로 인하여, 영상에서 환자의 신체 위치가 이동하여 관심 영역이 변동되므로, 일관된 신체 영역을 관심 영역으로 획득하는 것이 불가능하게 된다. 이는 환자의 호흡 운동 측정 정확도를 떨어뜨리는 요인이 된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 본 발명은 환자의 호흡이나 움직임에 관계없이 일관된 신체 영역을 관심 영역으로 획득하여 호흡 운동 측정 정확도를 향상시킬 수 있는 호흡 운동 측정 장치 및 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

[0005] 본 발명이 해결하고자 하는 다른 과제는 거리센서의 위치 의존성에 따른 오차 요인을 제거하고, 주성분 분석에 의하여 환자의 호흡 운동을 정확하게 측정할 수 있는 호흡 운동 측정 장치 및 방법을 제공하는 것이다.

[0006] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 이상에서 언급된 과제로 제한되지 않는다. 언급되지 않은 다른 기술적 과제들은 이하의 기재로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

[0007] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 이상에서 언급된 과제로 제한되지 않는다. 언급되지 않은 다른 기술적 과제들은 이하의 기재로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0008] 본 발명의 일 측면에 따른 호흡 운동 측정 방법은 대상체에 부착된 마커들을 서로 다른 시점에서 촬영한 영상들 각각에서 상기 마커들의 영상 좌표를 산출하여 관심 영역을 결정하고, 상기 관심 영역을 이용하여 상기 대상체에 대해 획득된 제1 거리영상들에서 제1 관심 영상들을 생성하는 단계; 상기 제1 거리영상들로부터 생성된 제1 관심 영상들에 대해 주성분 분석(principle component analysis)을 수행하여, 고유치(eigenvalue)가 높은 순으로 주성분을 결정하는 단계; 상기 영상들 중에서 상기 대상체에 대해 획득된 제2 거리영상과 동기화되어 촬영된 영상에 대해 상기 마커들의 영상 좌표를 이용하여 결정된 관심 영역을 이용하여, 상기 제2 거리영상에 대한 제2 관심 영상을 생성하는 단계; 및 상기 제2 관심 영상을 상기 주성분으로 결정된 고유벡터(eigenvector)에 투영하여 상기 대상체의 호흡에 따른 움직임을 측정하는 단계를 포함한다.

[0009] 상기 제1 관심 영상들을 생성하는 단계는, 상기 영상들 각각에서 상기 마커들의 영상 좌표를 산출하여 관심 영

역을 결정하는 단계; 상기 제1 거리영상들 각각에서, 상기 제1 거리영상들과 동기화되어 촬영된 상기 영상들에 대해 결정된 관심 영역에 해당하는 영상 영역을 추출하는 단계; 및 상기 영상 영역을 직사각형 좌표계 영상으로 어파인(affine) 변환하여 상기 제1 관심 영상들을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0010] 상기 주성분을 결정하는 단계는, 상기 제1 관심 영상들 각각의 영상 좌표별 거리정보를 이용하여 공분산 행렬을 산출하는 단계; 상기 공분산 행렬을 이용하여 상기 고유치 및 상기 고유벡터를 산출하는 단계; 및 상기 고유치 및 상기 고유벡터에 따라 상기 주성분을 결정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0011] 상기 공분산 행렬을 산출하는 단계는 하기의 식 1에 따라 수행될 수 있다.

[0012] [식 1]

$$K = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)(x_i - \mu)^T$$

[0014] 상기 식 1에서, K는 상기 공분산 행렬, N은 상기 제1 관심 영상들의 개수, x_i 는 i번째 제1 관심 영상의 픽셀 값들의 벡터, μ 는 상기 제1 관심 영상들의 평균 영상의 픽셀 값들의 벡터, T는 전치행렬을 나타낸다.

[0015] 상기 고유치 및 상기 고유벡터를 산출하는 단계는 하기의 식 2에 따라 수행될 수 있다.

[0016] [식 2]

$$Ke = \lambda e$$

[0018] 상기 식 2에서, K는 상기 공분산 행렬, λ 는 상기 고유치, e는 상기 고유벡터를 나타낸다.

[0019] 상기 대상체의 호흡에 따른 움직임을 측정하는 단계는 하기의 식 3에 따라 수행될 수 있다.

[0020] [식 3]

$$[a_1 \dots a_k] = [x - \mu]^T [e_1 \dots e_k]$$

[0022] 상기 식 3에서, x는 상기 제2 관심 영상의 픽셀 값들의 벡터, μ 는 상기 제1 관심 영상들의 평균 영상의 픽셀 값들의 벡터, $[e_1 \dots e_k]$ 는 상기 주성분으로 결정된 고유벡터, $[a_1 \dots a_k]$ 는 상기 제2 관심 영상의 픽셀 값들의 행렬이 상기 주성분의 공간축으로 투영된 주성분 투영정보를 나타낸다.

[0023] 본 발명의 다른 일 측면에 따르면, 상기 호흡 운동 측정 방법을 실행하기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체가 제공된다.

[0024] 본 발명의 또 다른 일 측면에 따르면, 대상체에 부착된 마커들을 순차적으로 촬영한 영상들 각각에서 상기 마커들의 영상 좌표를 산출하여 관심 영역을 결정하고, 상기 관심 영역을 이용하여 상기 대상체에 대해 획득된 거리 영상들로부터 관심 영상들을 생성하는 관심영상 생성부; 상기 거리영상들 중 제1 거리영상들로부터 생성된 제1 관심 영상들에 대해 주성분 분석(principle component analysis)을 수행하여, 고유치(eigenvalue)가 높은 순으로 주성분을 결정하는 주성분 분석부; 및 상기 거리영상들 중 제2 관심 영상을 상기 주성분으로 결정된 고유벡터(eigenvector)에 투영하여 상기 대상체의 호흡에 따른 움직임을 측정하는 호흡운동 측정부를 포함하는 호흡운동 측정 장치가 제공된다.

[0025] 상기 관심영상 생성부는, 상기 영상들 각각에서 상기 마커들의 영상 좌표를 산출하여 관심 영역을 결정하는 관심영역 결정부; 각각의 제1 거리영상에서, 제1 거리영상과 동기화되어 촬영된 영상에 대해 결정된 관심 영역에 해당하는 영상 영역을 추출하는 영상영역 추출부; 및 상기 영상 영역을 직사각형 좌표계 영상으로 어파인(affine) 변환하여 상기 제1 관심 영상들을 생성하는 어파인 변환부를 포함할 수 있다.

[0026] 상기 주성분 분석부는, 상기 제1 관심 영상들 각각의 영상 좌표별 거리정보를 이용하여 공분산 행렬을 산출하는 공분산 매트릭스 산출부; 상기 공분산 행렬을 이용하여 상기 고유치 및 상기 고유벡터를 산출하는 고유벡터 산출부; 및 상기 고유치 및 상기 고유벡터에 따라 상기 주성분을 결정하는 주성분 결정부를 포함할 수 있다.

[0027] 상기 공분산 매트릭스 산출부는 상기 제1 관심 영상들 각각의 픽셀 값들의 벡터와 상기 제1 관심 영상들의 평균 영상의 픽셀 값들의 벡터를 이용하여 상기 공분산 행렬을 산출할 수 있다.

[0028] 상기 공분산 매트릭스 산출부는 하기의 식 1에 따라 상기 공분산 행렬을 산출할 수 있다.

[0029] [식 1]

$$K = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)(x_i - \mu)^T$$

[0030]

[0031] 상기 식 1에서, K는 상기 공분산 행렬, N은 상기 제1 관심 영상들의 개수, x_i 는 i번째 제1 관심 영상의 픽셀 값들의 벡터, μ 는 상기 제1 관심 영상들의 평균 영상의 픽셀 값들의 벡터, T는 전치행렬을 나타낸다.

[0032] 상기 고유벡터 산출부는 하기의 식 2에 따라 상기 고유치 및 상기 고유벡터를 산출할 수 있다.

[0033] [식 2]

$$Ke = \lambda e$$

[0034]

[0035] 상기 식 2에서, K는 상기 공분산 행렬, λ 는 상기 고유치, e는 상기 고유벡터를 나타낸다.

[0036] 상기 호흡운동 측정부는 상기 제2 관심 영상의 픽셀 값들의 행렬과 상기 제1 관심 영상들의 평균 영상의 픽셀 값들의 행렬 간의 차이 행렬을 상기 고유벡터에 투영하여 상기 대상체의 호흡에 따른 움직임을 측정할 수 있다.

[0037] 상기 호흡운동 측정부는 하기의 식 3에 따라 상기 대상체의 호흡에 따른 움직임을 측정할 수 있다.

[0038] [식 3]

$$[a_1 \dots a_k] = [x - \mu]^T [e_1 \dots e_k]$$

[0039]

[0040] 상기 식 3에서, x는 상기 제2 관심 영상의 픽셀 값들의 벡터, μ 는 상기 제1 관심 영상들의 평균 영상의 픽셀 값들의 벡터, $[e_1 \dots e_k]$ 는 상기 주성분으로 결정된 고유벡터, $[a_1 \dots a_k]$ 는 상기 제2 관심 영상의 픽셀 값들의 행렬이 상기 주성분의 공간축으로 투영된 주성분 투영정보를 나타낸다.

발명의 효과

[0041] 본 발명의 실시 예에 의하면 환자의 호흡이나 움직임에 관계없이 일관된 신체 영역을 관심 영역으로 획득하여 호흡 운동 측정 정확도를 향상시킬 수 있다.

[0042] 또한 본 발명의 실시 예에 의하면 거리센서의 위치 의존성에 따른 오차 요인을 제거하고, 주성분 분석에 의하여 환자의 호흡 운동을 측정할 수 있다.

[0043] 본 발명의 효과는 상술한 효과들로 제한되지 않는다. 언급되지 않은 효과들은 본 명세서 및 첨부된 도면으로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확히 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[0044] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 장치(100)를 포함하는 방사선 의료장치를 개략적으로 보여주는 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 장치(100)의 구성도이다.

도 3은 본 발명의 일 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 장치를 구성하는 주성분 분석장치(120)의 구성도이다.

도 4는 본 발명의 일 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 장치를 구성하는 관심영상 생성부의 구성도이다.

도 5는 본 발명의 일 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 방법의 흐름도이다.

도 6은 본 발명의 일 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 방법에 따라 획득된 3차원 거리영상을 예시한 도면이다.

도 7은 본 발명의 일 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 방법에 따라 환자 신체에 마커가 부착된 것을 보여주는 도면이다.

도 8은 본 발명의 일 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 방법에 따라 영상에서 관심 영역을 결정하는 과정을 보여주는 도면이다.

도 9는 본 발명의 일 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 방법에 따라 관심 영역을 이용하여 거리영상에서 관심 영

상을 생성하는 것을 보여주는 개념도이다.

도 10은 본 발명의 일 실시 예에 따라 거리영상으로부터 생성된 관심 영상의 예를 보여주는 도면이다.

도 11은 본 발명의 실시 예에 따라 관심 영상을 벡터화하는 과정을 설명하기 위한 개념도이다.

도 12는 본 발명의 일 실시 예에 따라 산출된 표준편차 영상 및 주성분 영상을 보여주는 도면이다.

도 13a 내지 도 13c, 도 14는 본 발명의 일 실시 예에 따라 환자의 호흡 운동을 측정된 것을 보여주는 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0045] 본 발명의 다른 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술하는 실시 예를 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시 예에 한정되지 않으며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다. 만일 정의되지 않더라도, 여기서 사용되는 모든 용어들(기술 혹은 과학 용어들을 포함)은 이 발명이 속한 종래 기술에서 보편적 기술에 의해 일반적으로 수용되는 것과 동일한 의미를 갖는다. 공지된 구성에 대한 일반적인 설명은 본 발명의 요지를 흐리지 않기 위해 생략될 수 있다. 본 발명의 도면에서 동일하거나 상응하는 구성에 대하여는 가급적 동일한 도면부호가 사용된다. 본 발명의 이해를 돕기 위하여, 도면에서 일부 구성은 다소 과장되거나 축소되어 도시될 수 있다.
- [0046] 본 출원에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시 예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 출원에서, "포함하다", "가지다" 또는 "구비하다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.
- [0047] 본 명세서 전체에서 사용되는 '~부'는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위로서, 예를 들어 소프트웨어, FPGA 또는 ASIC과 같은 하드웨어 구성요소를 의미할 수 있다. 그렇지만 '~부'가 소프트웨어 또는 하드웨어에 한정되는 의미는 아니다. '~부'는 어드레싱할 수 있는 저장 매체에 있도록 구성될 수도 있고 하나 또는 그 이상의 프로세서들을 재생시키도록 구성될 수도 있다.
- [0048] 일 예로서 '~부'는 소프트웨어 구성요소들, 객체지향 소프트웨어 구성요소들, 클래스 구성요소들 및 태스크 구성요소들과 같은 구성요소들과, 프로세스들, 함수들, 속성들, 프로시저들, 서브루틴들, 프로그램 코드의 세그먼트들, 드라이버들, 펌웨어, 마이크로 코드, 회로, 데이터, 데이터베이스, 데이터 구조들, 테이블들, 어레이들 및 변수들을 포함할 수 있다. 구성요소와 '~부'에서 제공하는 기능은 복수의 구성요소 및 '~부'들에 의해 분리되어 수행될 수도 있고, 다른 추가적인 구성요소와 통합될 수도 있다.
- [0049] 본 발명의 일 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 방법은 환자의 호흡이나 움직임에 관계없이 일관된 신체 영역을 관심 영역으로 획득할 수 있도록, 환자에 마커들을 부착하고, 환자에 부착된 마커들을 촬영한 영상들에서 마커들의 영상 좌표를 산출하여 관심 영역을 결정하며, 영상들에 의해 결정된 관심 영역을 이용하여 대상체에 대해 연속적으로 획득된 제1 거리영상들에서 주성분 분석을 위한 제1 관심 영상들을 생성한다.
- [0050] 대상체에 대해 획득된 제2 거리영상(실제 호흡을 측정할 거리영상)과 동기화되어 촬영된 영상에 대해, 마커들의 영상 좌표를 이용하여 관심 영역을 산출하고, 산출된 관심 영역을 이용하여, 제2 거리영상에 대해 제2 관심 영상을 생성한다. 제1 관심 영상들에 대한 주성분 분석(principle component analysis)에 의해, 고유치(eigenvalue)가 높은 순으로 주성분이 결정되고, 제2 관심 영상이 주성분으로 결정된 고유벡터(eigenvector)에 투영되어 대상체의 호흡에 따른 움직임이 측정된다.
- [0051] 본 발명의 실시 예에 의하면 환자의 호흡이나 움직임에 관계없이 일관된 신체 영역을 관심 영역으로 획득할 수 있으며, 호흡 운동에 대한 측정 정확도를 향상시킬 수 있다. 또한 본 발명의 실시 예에 의하면 거리센서의 위치 의존성에 따른 오차 요인을 제거하고, 주성분 분석에 의하여 환자의 호흡 운동을 정확하게 측정할 수 있다.
- [0052] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 장치(100)를 포함하는 방사선 의료장치를 개략적으로 보여주는 도면이다. 이하에서 방사선 의료장치에 적용된 것을 예로 들어, 본 발명의 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 장치(100)에 대해 설명한다. 도 1을 참조하면, 방사선 의료장치는 방사선 조사부(20)로부터 대상체인 환자(10)의 중앙 조직으로 방사선을 조사하여 암 세포를 제거할 수 있다.

- [0053] 환자(10)의 호흡 운동을 측정하기 위한 관심 영상을 생성하기 위하여, 환자(10)의 신체 혹은 의복에는 마커들(M1~M4)이 부착될 수 있다. 본 실시 예에서, 마커들(M1~M4)은 영상의 관심 영역의 설정을 위해 제공되는 것으로, 마커를 촬영한 영상의 관심 영역을 이용하여 3차원 거리영상으로부터 관심 영상을 생성하기 위해 제공된다.
- [0054] 일 실시 예로, 마커들(M1~M4)은 환자(10)의 호흡 운동을 측정하기 위해 환자(10)의 흉/복부에 부착될 수 있다. 관심 영역의 결정이 가능하도록, 마커(M1~M4)는 적어도 3개 이상 제공될 수 있다. 도시된 예에서, 4개의 마커(M1~M4)가 환자(10)에 부착되어 있으나, 마커(M1~M4)의 개수 및 부착 위치는 도시된 바로 제한되지 않는다.
- [0055] 마커들(M1~M4)은 일반 카메라로도 촬영 가능하도록 밝은 색상의 점이나 구형 등의 형상을 갖는 물체로 제공될 수 있다. 마커들(M1~M4)은 이들을 촬영한 영상에서 상호 간에 식별이 가능하도록, 상이한 색상이나 음영을 갖거나, 상이한 형상(혹은 모양, 무늬)을 갖도록 제공될 수 있다. 다른 예로, 마커들(M1~M4)은 서로 다른 숫자, 기호, 문자, 표식 등으로 구별될 수도 있다.
- [0056] 도 2는 본 발명의 일 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 장치(100)의 구성도이다. 도 1 및 도 2를 참조하면, 호흡 운동 측정 장치(100)는 환자(10)의 호흡 등에 따른 움직임, 특히 흉/복부의 움직임을 정확하게 측정하기 위해 제공된다. 호흡 운동 측정 장치(100)는 거리영상 획득부(110), 영상 촬영부(112), 주성분 분석장치(120) 및 호흡운동 측정부(130)를 포함할 수 있다.
- [0057] 거리영상 획득부(110)는 환자(10)의 신체에 대해 3차원 거리영상(제1 거리영상, 제2 거리영상)을 획득한다. 거리영상 획득부(110)는 스테레오 카메라(3차원 카메라), 3차원 거리센서, 기타 3차원 거리영상을 획득하는 다양한 센서로 제공될 수 있다. 일 예로, 거리영상 획득부(110)가 스테레오 카메라로 이루어진 경우, 스테레오 카메라라는 서로 다른 시점(視點)에서 영상을 촬영하는 좌안 카메라 및 우안 카메라로 이루어질 수 있다. 거리영상 획득부(110)에 의해 순차적으로 획득된 3차원 거리영상들은 환자(10)의 호흡에 따른 흉/복부 움직임을 측정하기 위하여, 주성분 분석장치(120) 및 호흡운동 측정부(130)로 제공된다.
- [0058] 영상 촬영부(112)는 환자(10)에 부착된 마커들(M1~M4)을 포함하는 영역에 대해 서로 다른 시점(時點)에서 순차적으로 영상들(예를 들어, RGB 영상들)을 촬영한다. 영상 촬영부(112)는 2차원 영상 카메라(예컨대, CCD 카메라 또는 CMOS 카메라 등)로 제공될 수 있다. 영상 촬영부(112)의 촬영 시점과, 거리영상 획득부(110)의 거리영상 획득 시점은 동기화될 수 있다. 즉 영상 촬영부(112)와 거리영상 획득부(110)는 같은 시점에서 영상(예를 들어, 카메라에 의해 마커들을 촬영한 일반 영상)을 촬영하고, 거리영상을 획득하도록 동기화될 수 있다. 영상 촬영부(112)에 의해 순차적으로 촬영된 영상들은 관심 영역 및 관심 영상의 결정을 위해, 주성분 분석장치(120)로 제공된다.
- [0059] 주성분 분석장치(120)는 환자(10)에 대해 획득된 제1 거리영상들에 대해 주성분 분석(principle component analysis)을 수행하여, 고유치(eigenvalue)가 높은 순으로 주성분을 결정한다. 제1 거리영상들은 환자(10)의 호흡을 측정하기 위해 주성분 분석되는 거리영상들을 의미하고, 제2 거리영상은 제1 거리영상들을 주성분 분석 결과를 이용하여 환자(10)의 호흡을 측정하고자 하는 거리영상을 의미할 수 있다.
- [0060] 도 3은 본 발명의 일 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 장치(100)를 구성하는 주성분 분석장치(120)의 구성도이다. 도 1 내지 도 3을 참조하면, 주성분 분석장치(120)는 관심영상 생성부(122), 그리고 주성분 분석부(124)를 포함한다. 관심영상 생성부(122)는 영상 촬영부(112)에 의해 순차적으로 촬영된 영상들 각각에서 관심 영역을 결정하고, 관심 영역을 이용하여 거리영상 획득부(110)에 의해 환자(10)에 대해 획득된 거리영상들(제1 거리영상들, 제2 거리영상)로부터 관심 영상들(제1 관심 영상들, 제2 관심 영상)을 생성한다. 제1 관심 영상은 제1 거리영상으로부터 추출된 관심 영상, 제2 관심 영상은 제2 거리영상으로부터 추출된 관심 영상을 의미한다.
- [0061] 환자(10) 신체에 대한 3차원 거리영상을 획득하고 주성분 분석에 의해 환자의 호흡을 측정함에 있어서, 3차원 거리영상에 대해 관심 영상을 결정하는 것은 매우 중요하다. 만약 순차적으로 획득되는 3차원 거리영상들에 대해 고정된 영역의 관심 영상을 적용하여 환자(10)의 호흡 운동을 측정하는 경우, 환자(10)가 호흡 운동을 측정하는 도중에 몸을 움직이게 되면, 거리영상들의 관심 영역들이 환자(10)의 특정 신체 부위와 정확하게 일치되지 않고 어긋나게 된다. 즉 거리영상들의 관심 영역들이 환자의 동일한 신체 부위임을 보장하지 못하게 된다.
- [0062] 이러한 현상이 발생할 경우 환자(10)의 호흡 운동 측정에 오차를 일으킬 수 있다. 환자(10)가 좌우 또는 상하로 움직이지 않는다고 하더라도, 환자(10)의 호흡에 의하여 배와 가슴이 부풀어오르거나 축소되는 현상이 발생하므로, 동일한 문제가 발생하게 된다. 이하에서 환자의 호흡이나 움직임에 관계 없이 일정한 신체 부위에 대해 관심 영상을 획득하여 호흡 운동을 정확하게 측정하는 실시 예에 대해 설명한다.

- [0063] 도 4는 본 발명의 일 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 장치를 구성하는 관심영상 생성부(122)의 구성도이다. 도 1 내지 도 4를 참조하면, 일 실시 예로, 관심영상 생성부(122)는 관심영역 결정부(1222), 영상영역 추출부(1224), 및 어파인(affine) 변환부(1226)를 포함할 수 있다.
- [0064] 관심영역 결정부(1222)는 영상 촬영부(112)에 의해 촬영된 영상들 각각에서 마커들(M1~M4)의 영상 좌표를 산출하여 관심 영역을 결정할 수 있다. 관심영역 결정부(1222)는 영상 촬영부(112)에 의해 촬영된 영상들 각각에서 마커들(M1~M4)의 영역을 추출하고, 각 마커(M1~M4)의 영역을 분석하여 마커들(M1~M4)의 2차원 영상 좌표를 산출할 수 있다.
- [0065] 일 실시 예로, 관심영역 결정부(1222)는 영상 촬영부(112)에 의해 촬영된 영상을 이진화(binary)하고, 이진화된 영상에서 윤곽선(contour)을 추출하고, 영상에서 윤곽선을 필터링하고, 필터링된 윤곽선을 이용하여 마커(M1~M4)를 추출할 수 있다. 관심영역 결정부(1222)는 마커(M1~M4)의 색상, 음영, 형상, 모양(무늬), 숫자, 기호, 표식, 문자 등을 이용하여 마커들(M1~M4)을 식별할 수 있다. 일 실시 예로, 각각의 마커(M1~M4) 별로, 마커의 영역을 이루는 픽셀들의 좌표값들에 대한 중심(무게중심) 좌표를 산출하여 각 마커(M1~M4)의 영상 좌표를 산출할 수 있다.
- [0066] 영상영역 추출부(1224)는 거리영상 획득부(120)에 의해 획득된 제1 거리영상들 각각, 그리고 제2 거리영상에서, 각 거리영상과 동기화되어 영상 촬영부(112)에 의해 촬영된 영상에 대해 결정된 관심 영역에 상응하는 영상 영역을 추출한다. 영상영역 추출부(1224)에 의해 제1 거리영상들, 제2 거리영상으로부터 추출된 영상 영역은 동일한 신체 부위에 대한 정보를 포함하게 된다.
- [0067] 마커들(M1~M4)이 직사각형 꼭지점 위치에 배치되도록 환자(10)에 부착되더라도, 환자(10)의 호흡이나 움직임 등에 의해 변형이 일어나므로, 영상영역 추출부(1224)에 의해 추출된 영상 영역은 직사각형 영역으로 형성되지 않을 수 있으며, 3차원 거리영상의 프레임 별로 영상 영역의 크기나 모양이 조금씩 다를 수 있다. 따라서 주성분 분석이 가능한 형태의 관심 영상을 생성하기 위해, 영상영역 추출부(1224)에 의해 추출된 3차원 거리영상의 영상 영역은 어파인 변환부(1226)로 제공된다.
- [0068] 어파인 변환부(1226)는 영상영역 추출부(1224)에 의해 제1 거리영상들, 제2 거리영상으로부터 추출된 영상 영역을 직사각형 좌표계 영상으로 어파인(affine) 변환하여 제1 관심 영상들과, 제2 관심 영상을 생성한다. 마커(M1~M4)는 환자(10) 신체에 고정되어 있으며, 마커(M1~M4)의 영상 좌표를 이용하여 관심 영상이 생성되므로, 관심 영상은 항상 환자(10) 신체의 동일한 영역을 포함하게 된다. 이러한 방법으로 환자(10)의 좌우, 상하, 또는 호흡에 의한 복부와 가슴의 움직임과 무관하게, 항상 일정한 신체 부분에 해당하는 관심 영상을 얻을 수 있다.
- [0069] 다시 도 1 내지 도 3을 참조하면, 관심영상 생성부(122)에 의해 모든 거리영상들의 프레임별로 어파인 변환된 관심 영상이 생성되면, 관심 영상들은 주성분 분석부(124)로 제공된다. 주성분 분석부(124)는 거리영상의 전체 정보가 아니라, 거리영상의 일부에 해당하는 관심 영상을 이용하여 주성분 분석을 수행한다. 따라서 본 실시 예에 의하면, 불필요한 데이터 처리량을 줄일 수 있으며, 또한 환자의 호흡에 대한 주성분을 보다 정확하게 산출할 수 있다.
- [0070] 주성분 분석부(124)는 공분산 매트릭스 산출부(1242), 고유벡터 산출부(1244) 및 주성분 결정부(1246)를 포함할 수 있다. 공분산 매트릭스 산출부(1242), 고유벡터 산출부(1244) 및 주성분 결정부(1245)는 관심영상 생성부(122)에 의해 생성된 관심 영상(제1 관심 영상들)에 대해 주성분 분석을 수행하여, 고유치(eigenvalues)가 높은 순으로 주성분(principle components)을 결정한다.
- [0071] 주성분의 산출을 위하여, 공분산 매트릭스 산출부(1242)는 제1 관심 영상들의 영상 좌표별 거리정보를 이용하여 공분산 행렬(covariance matrix)을 산출한다. 공분산 매트릭스 산출부(1242)는 제1 관심 영상들 각각의 픽셀 값들의 벡터와 제1 관심 영상들의 평균 영상의 픽셀 값들의 벡터를 이용하여 공분산 행렬을 산출할 수 있다. 이에 관하여는 이후 수식 4를 참조하여 보다 상세히 설명한다.
- [0072] 주성분의 산출을 위하여, 고유벡터 산출부(1244)는 공분산 매트릭스 산출부(1242)에 의해 산출된 공분산 행렬을 이용하여 고유치(eigenvalues) 및 고유벡터(eigenvectors)를 산출한다. 이에 관하여는 이후 수식 5를 참조하여 보다 상세히 설명한다.
- [0073] 주성분 결정부(1246)는 고유벡터 산출부(1244)에 의해 산출된 고유치 및 고유벡터에 따라 주성분을 결정한다. 즉 주성분 결정부(1246)는 고유치(eigenvalues)가 높은 순으로 주성분(principle components)을 결정한다. 주성분 결정부(1246)의 보다 구체적인 기능에 관하여는 후술한다.

- [0074] 다시 도 1 및 도 2를 참조하면, 주성분 분석장치(120)에 의해 환자(10) 호흡에 대한 주성분이 결정되면, 호흡운동 측정부(130)는 거리영상 획득부(110)에 의하여 환자(10)에 대해 획득된 제2 거리영상의 제2 관심 영상을 주성분으로 결정된 고유벡터(eigenvector)에 투영하여 환자(10)의 호흡에 따른 움직임을 측정한다.
- [0075] 호흡운동 측정부(130)는 제2 관심 영상의 픽셀 값들의 행렬과 제1 관심 영상들의 평균 영상의 픽셀 값들의 행렬 간의 차이 행렬을 고유벡터에 투영하여 환자의 호흡에 따른 움직임을 측정할 수 있다. 이에 관하여는 이후 수식 6을 참조하여 보다 상세히 설명한다.
- [0076] 제어부(도시생략)는 호흡운동 측정부(130)에 의해 측정된 환자(10)의 호흡에 따른 3차원 모션에 따라 방사선 조사부(20)를 제어할 수 있다. 이에 따라 방사선 조사부(20)는 환자(10)의 호흡 운동에 따라 방사선의 조사 패턴, 조사 방향, 조사 강도 등을 제어하여 효과적으로 암 치료를 행할 수 있다.
- [0077] 도 5는 본 발명의 일 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 방법의 흐름도이다. 도 1 내지 도 5를 참조하면, 먼저 주성분 분석에 의해 환자(10)의 호흡에 따른 움직임의 주성분을 학습하기 위하여, 환자(10)의 호흡에 의한 신체 움직임을 3차원 카메라로 촬영한다(S10).
- [0078] 이를 위해, 거리영상 획득부(110)는 환자(10)의 신체에 대해 3차원 거리영상을 획득할 수 있다. 3차원 거리영상은 예를 들어, Kinect 등과 같은 3차원 센서에 의해 획득될 수 있으나, 환자 복부나 가슴의 3차원 표면 정보를 획득할 수 있는 것이라면 다른 종류의 센서가 사용될 수도 있다. 3차원 영상 센서는 3차원 정보를 영상의 형태로 제공하며, 도 6에 도시된 바와 같은 영상을 획득할 수 있다. 거리영상 획득부(110)에 의하여, 영상의 각 픽셀에 대하여 (X,Y,Z)로 표현되는 3차원 거리 정보가 획득된다. 거리영상 획득부(110)에 의해 획득된 3차원 거리 영상은 환자(10)의 호흡에 따른 흉/복부 움직임을 측정하기 위하여, 주성분 분석장치(120) 및 호흡운동 측정부(130)로 제공된다.
- [0079] 다시 도 5를 참조하면, 환자(10)에 대한 거리영상들로부터 관심 영역이 생성된다(S20). 도 7은 본 발명의 일 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 방법에 따라 환자 신체에 마커(M1~M4)가 부착된 것을 보여주는 도면이다. 도 1, 도 5 및 도 7을 참조하면, 관심 영상의 생성을 위해, 마커(M1~M4)는 직사각형 꼭지점에 배치되도록 환자(10)에 부착될 수 있다. 환자(10)의 호흡이나 움직임에 관계 없이 거리영상들의 관심 영역이 환자(10)의 일정한 신체 부위(예컨대, 흉/복부)를 포함하도록, 거리영상들로부터 관심 영상들이 생성된다(S20).
- [0080] 이를 보다 구체적으로 설명하면, 먼저 영상 촬영부(112)에 의해 연속적으로 촬영된 영상들 각각에서 마커들의 영상 좌표를 산출하여 관심 영역을 결정한다. 도 8은 본 발명의 일 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 방법에 따라 영상에서 관심 영역을 결정하는 과정을 보여주는 도면이다. 도 8의 도시와 같이, 영상 촬영부(112)에 의해 촬영된 영상은 이진화(binary) 처리되며, 이진화된 영상에서 윤곽선(contour)이 추출된 후 필터링된다. 필터링된 윤곽선을 이용하여 마커(M1~M4)가 추출될 수 있다. 마커(M1~M4)는 색상, 음영, 형상, 모양(무늬), 숫자, 기호, 표식, 문자 등을 이용하여 식별될 수 있다. 각각의 마커(M1~M4) 별로, 마커의 영역을 이루는 픽셀들의 좌표값들에 대한 중심(무게중심) 좌표를 산출하여 각 마커(M1~M4)의 영상 좌표가 산출될 수 있다.
- [0081] 마커들(M1~M4)의 영상 좌표를 이용하여 결정된 영상의 관심 영역을 이용하여, 주성분 분석을 위한 제1 거리영상들 각각에 대해, 그리고 환자(10)의 호흡이 측정될 제2 거리영상에 대해, 각각 영상 영역이 추출된다. 도 9는 본 발명의 일 실시 예에 따른 호흡 운동 측정 방법에 따라 관심 영역을 이용하여 거리영상에서 관심 영상을 생성하는 것을 보여주는 개념도이다. 제1 거리영상에서 추출된 영상 영역은 어파인(affine) 변환에 의해 직사각형 좌표계 영상으로 변환되고, 이에 따라 제1 관심 영상들이 생성된다. 또한 제2 거리영상에서 추출된 영상 영역 역시 어파인(affine) 변환에 의해 직사각형 좌표계 영상으로 변환되어 제2 관심 영상이 생성된다. 본 발명의 일 실시 예에 따라 거리영상으로부터 생성된 관심 영상(ROI)의 예가 도 10에 도시되어 있다.
- [0082] 다시 도 5를 참조하면, 단계 S20에서 제1 관심 영상들과, 제2 관심 영상이 생성되면, 제1 관심 영상들과 제2 관심 영상을 벡터화하고, 제1 관심 영상들의 표준편차 및 평균영상을 획득하는 과정이 수행된다. 관심 영상(제1 관심 영상들, 제2 관심 영상들)은 하나의 벡터(행벡터 또는 열벡터)로 표현될 수 있다. 즉 관심 영상 내의 각 픽셀은 거리에 따라서 밝기값을 가지고 있으며, 이들 값을 모두 일렬로 나열하면 하나의 벡터 x가 된다.
- [0083] 도 11은 본 발명의 실시 예에 따라 관심 영상을 벡터화하는 과정을 설명하기 위한 개념도이다. 도 11을 참조하면, 첫 번째 관심 영상에 대하여, 첫 번째 열(column)부터 마지막 열까지 픽셀의 값($d_1, d_2, d_3, \dots, d_M$)을 차례로 독출하여, 첫 번째 제1 관심 영상에 대한 벡터 x_1 을 구성할 수 있다. 이 벡터 x_1 의 길이는 제1 관심 영상의 모든 픽셀의 개수(M)가 된다. 이 벡터 x_1 은 첫 번째로 획득한 제1 관심 영상의 벡터이고, 두 번째 제1 관심 영상에

대하여 동일한 방법으로 생성한 벡터가 x_2 , 그리고 마지막 N번째로 획득한 제1 관심 영상의 벡터가 x_N 이 된다.

[0084] 도 12는 본 발명의 일 실시 예에 따라 산출된 표준편차 영상 및 주성분 영상을 보여주는 도면이다. 도 12를 참조하면, 주성분 분석장치(120)는 제1 관심 영상들의 영상 좌표별로 표준편차를 산출하여 표준편차 영상(도 12의 가장 왼쪽 영상)을 생성하고, 주성분 영상들(도 12의 가장 왼쪽 영상을 제외한 세 영상)을 생성한다.

[0085] 표준편차는 제1 관심 영상들을 이용하여 제1 관심 영상들의 영상 좌표별로 산출될 수 있다. 제1 관심 영상들은 환자의 영역에 대해 산출된 연속적인 N개(N은 2 이상의 정수)의 영상 프레임들로 이루어질 수 있다. 관심 영상의 영상 좌표별로 표준편차가 산출되어 N개의 관심 영상들에 대한 표준편차 영상이 생성될 수 있다. 앞서 도 11을 참조하여 설명한 바와 같이, N장의 제1 관심 영상에서 N개의 벡터가 생성되면, 아래의 수식 1과 같이, 모든 벡터 x_1, x_2, \dots, x_N 를 모아서 벡터 X를 정의할 수 있다.

[0086] [수식 1]

[0087]
$$X = [x_1 x_2 \dots x_N]$$

[0088] 이 벡터 X는 모든 N장의 관심 영상에 대한 영상 정보를 가지고 있다. 일 실시 예로, 주성분 분석장치(120)는 하기의 수식 2 및 수식 3에 따라 N장의 제1 관심 영상에 대한 표준편차 영상과 평균 영상을 산출할 수 있다.

[0089] [수식 2]

[0090]
$$\sigma = \frac{1}{N} \sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2}$$

[0091] [수식 3]

[0092]
$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$$

[0093] 상기 수식 2 및 수식 3에서, N은 제1 관심 영상들의 개수, σ 는 N개의 제1 관심 영상들의 동일한 영상 좌표에 대한 거리정보의 표준편차, x_i 는 i번째 제1 관심 영상의 영상 좌표의 거리정보, μ 는 N개의 제1 관심 영상들의 동일한 영상 좌표의 거리정보들의 평균값을 나타낸다. 여기서 σ 와 μ 는 관심 영상 x에 대한 표준 편차 및 평균 이므로 하나의 영상이라 할 수 있다.

[0094] 다시 도 5를 참조하면, 주성분 분석장치(120)는 제1 관심 영상들을 주성분 분석(principle component analysis)하여, 고유치(eigenvalue)가 높은 순으로 주성분을 결정한다(S30). 주성분을 결정하는 과정을 보다 구체적으로 설명하면 다음과 같다. 제1 관심 영상들에 대한 PCA 분석을 위하여, 먼저 제1 관심 영상들의 영상 좌표별 거리정보를 이용하여 공분산 행렬(covariance matrix)을 산출한다. 일 실시 예로, 하기의 수식 4에 따라, 제1 관심 영상들의 거리정보 행렬들과 제1 관심 영상들의 평균 거리정보 행렬을 이용하여 공분산 행렬을 산출할 수 있다.

[0095] [수식 4]

[0096]
$$K = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)(x_i - \mu)^T$$

[0097] 상기 수식 4에서, K는 공분산 행렬, N은 제1 관심 영상들의 개수, x_i 는 i번째 제1 관심 영상의 거리정보 행렬, μ 는 제1 관심 영상들의 평균 거리정보 행렬, T는 전치행렬(transpose matrix)을 나타낸다. i번째 영상 벡터 x_i 의 길이는 M이고, K는 2차원 행렬이며, 그 크기는 $M \times M$ 이다.

[0098] 주성분의 산출을 위해, 고유벡터 산출부(124)는 공분산 매트릭스 산출부(123)에 의해 산출된 공분산 행렬을 이용하여 고유치(eigenvalues) 및 고유벡터(eigenvectors)를 산출한다. 일 실시 예로, 고유벡터 산출부(124)는 하기의 수식 5에 따라 공분산 행렬의 고유치 및 고유벡터를 산출할 수 있다.

[0099] [수식 5]

[0100]
$$Ke = \lambda e$$

- [0101] 상기 수식 5에서, K는 공분산 행렬, λ 는 고유치, e는 고유벡터를 나타낸다. 고유벡터와 고유치는 일반적인 수학적 관련 함수를 이용하여 구할 수 있다. 고유벡터는 길이 M인 벡터이고, 고유치는 상수이다. 고유벡터와 고유치는 관심 영상의 픽셀의 개수인 M개까지 구할 수 있으며, 이들을 $e_1, e_2, e_3, \dots, e_M$ 이라 할 수 있다.
- [0102] M개의 고유치 중에서 가장 큰 값을 가지는 몇 개를 제외하고는 그 값이 매우 작다. 즉, 예를 들어, 3개의 고유치 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ 를 제외하면, 나머지 고유치의 값은 0에 가깝다. 이들 고유치에 해당하는 고유 벡터 e_1, e_2, e_3 를 제외하면, 나머지는 영상 정보에서 그 의미가 매우 적다고 할 수 있다. 따라서 k개(k는 1 이상의 정수, 예를 들어, 3)의 고유벡터만을 이용하여 영상 x를 k차원의 공간으로 변환(투영)하면 영상의 중요한 변화값 만을 표현할 수 있다.
- [0103] 고유치와 고유벡터가 산출되면, 고유치 및 고유벡터에 따라 주성분을 결정한다. 고유벡터는 고유값의 크기에 따라 내림 차순으로 배열되며, 고유치(eigenvalues)가 높은 순으로 주성분(principle components)이 결정된다. 도 12의 네 개의 영상 중 오른쪽 세 개의 영상은 주성분 영상으로, 고유치가 높은 순으로 왼쪽으로부터 오른쪽으로 세 개의 주성분 영상이 예시되어 있다.
- [0104] 환자(10)의 호흡에 따른 움직임에 관하여 주성분이 결정되면, 호흡운동 측정부(130)는 거리영상 획득부(110)에 의하여 환자(10)에 대해 획득된 제2 거리영상의 제2 관심 영역을 주성분으로 결정된 고유벡터(eigenvector)에 투영하여 환자(10)의 호흡에 따른 움직임을 측정한다(S40).
- [0105] 호흡운동 측정부(130)는 제2 관심 영상의 거리정보와 제1 관심 영상들의 평균 거리정보 간의 차이 행렬을 고유벡터에 투영하여 환자의 호흡에 따른 움직임을 측정할 수 있다. 일 실시 예로, 호흡운동 측정부(130)는 하기의 수식 6에 따라, 환자(10)의 호흡에 따른 움직임을 측정할 수 있다.
- [0106] [수식 6]
- [0107]
$$[a_1 \dots a_k] = [x - \mu]^T [e_1 \dots e_k]$$
- [0108] 상기 수식 6에서, x는 제2 관심 영상의 거리정보 행렬, μ 는 제1 관심 영상들의 평균 거리정보 행렬, $[e_1 \dots e_k]$ 는 주성분으로 결정된 고유벡터, $[a_1 \dots a_k]$ 는 제2 관심 영상의 거리정보 행렬이 주성분의 공간축으로 투영된 주성분 투영좌표를 나타낸다. 제2 관심 영상은 k 개의 주성분 차원으로 투영된다. 즉, 주성분이 결정된 후, 제2 관심 영상의 복잡성을 감소하고 보다 적은 차원으로 나타내기 위해, 상기 수식 5와 같은 차원 감소 기법이 적용된다.
- [0109] 수식 6과 같이, k개의 고유벡터를 이용하여 영상 x를 k차원 공간으로 투영하면 (a_1, a_2, \dots, a_k) 는 k차원 벡터가 된다. 예를 들어, k = 3 인 경우, 영상 x를 3차원 벡터, 즉 3차원 점으로 표현할 수 있다. 예를 들어, k가 3일 경우, 제2 관심 영상의 거리정보 행렬은 첫번째 내지 세번째 주성분의 3개의 고유벡터에 투영된다. 그에 따라 3개의 투영좌표 값이 결정되고, 이 3개의 투영좌표 값으로부터 들숨/날숨의 정도와 같은 호흡 운동을 측정할 수 있게 된다. 호흡운동 측정부(130)에 의해 측정된 환자(10)의 호흡에 따른 3차원 모션에 따라 방사선 조사부(20)는 환자(10)의 호흡 운동에 따라 방사선의 조사 패턴, 조사 방향, 조사 강도 등을 제어하여 효과적으로 암 치료를 행할 수 있다.
- [0110] 도 13a 내지 도 13c 및 도 14는 본 발명의 일 실시 예에 따라 환자의 호흡 운동을 측정한 것을 보여주는 그래프이다. 도 9a 내지 도 9c 및 도 10을 참조하면, 상기의 방법으로 N개의 영상을 모두 3차원 점으로 투영하여 공간 상에서 표현하면 도 13a와 같은 결과를 얻을 수 있다. 도 13a에서 보면, 점들의 분포가 첫 번째 축 PCA1으로 변화가 가장 큰 것을 볼 수 있다. 이는 환자의 호흡으로 인한 신체의 움직임은 1차원적인 해석으로 충분하다는 것을 의미한다.
- [0111] 고유치가 가장 큰 주성분(PCA1)은 환자(10)의 호흡 운동에 지배적인 변동을 나타낸다. 고유치가 세번째로 큰 주성분(PCA3)은 고유치가 가장 큰 주성분(PCA1)에 비해 환자(10)의 호흡 운동에 거의 영향을 미치지 않는다. 시간 축에 따른 PCA1 축으로의 움직임을 그래프로 표현하면 도 14와 같고, 환자의 호흡에 의한 움직임과 거의 일치함을 알 수 있다.
- [0112] 거리정보들은 거리센서의 위치에 의존하는 반면, PCA 결과 얻어진 호흡 운동에 관한 주성분을 이용하면, 거리센서의 위치 의존성에 따른 오차 요인을 제거할 수 있다. 따라서, 본 실시 예에 의하면, 거리정보 자체를 이용하는 방식보다 정확한 호흡 운동 모델을 얻을 수 있다. 본 실시 예에 의하면, 환자의 호흡 상태 측정으로 들숨과

날숨의 정도를 알 수 있으며, 방사선 치료시 방사선의 투사의 온/오프(on/off)를 제어하는데 유용하게 사용할 수 있다.

[0113] 본 발명의 실시 예에 따른 방법은 예를 들어 컴퓨터에서 실행될 수 있는 프로그램으로 작성 가능하고, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 이용하여 상기 프로그램을 동작시키는 범용 디지털 컴퓨터에서 구현될 수 있다. 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는 SRAM(Static RAM), DRAM(Dynamic RAM), SDRAM(Synchronous DRAM) 등과 같은 휘발성 메모리, ROM(Read Only Memory), PROM(Programmable ROM), EPROM(Electrically Programmable ROM), EEPROM(Electrically Erasable and Programmable ROM), 플래시 메모리 장치, PRAM(Phase-change RAM), MRAM(Magnetic RAM), RRAM(Resistive RAM), FRAM(Ferroelectric RAM)과 같은 불휘발성 메모리, 플로피 디스크, 하드 디스크 또는 광학적 판독 매체 예를 들어 시디롬, 디브이디 등과 같은 형태의 저장매체일 수 있으나, 이에 제한되지는 않는다.

[0114] 이상의 실시 예들은 본 발명의 이해를 돕기 위하여 제시된 것으로, 본 발명의 범위를 제한하지 않으며, 이로부터 다양한 변형 가능한 실시 예들도 본 발명의 범위에 속하는 것임을 이해하여야 한다. 본 발명의 기술적 보호 범위는 특허청구범위의 기술적 사상에 의해 정해져야 할 것이며, 본 발명의 기술적 보호범위는 특허청구범위의 문언적 기재 그 자체로 한정되는 것이 아니라 실질적으로는 기술적 가치가 균등한 범주의 발명까지 미치는 것임을 이해하여야 한다.

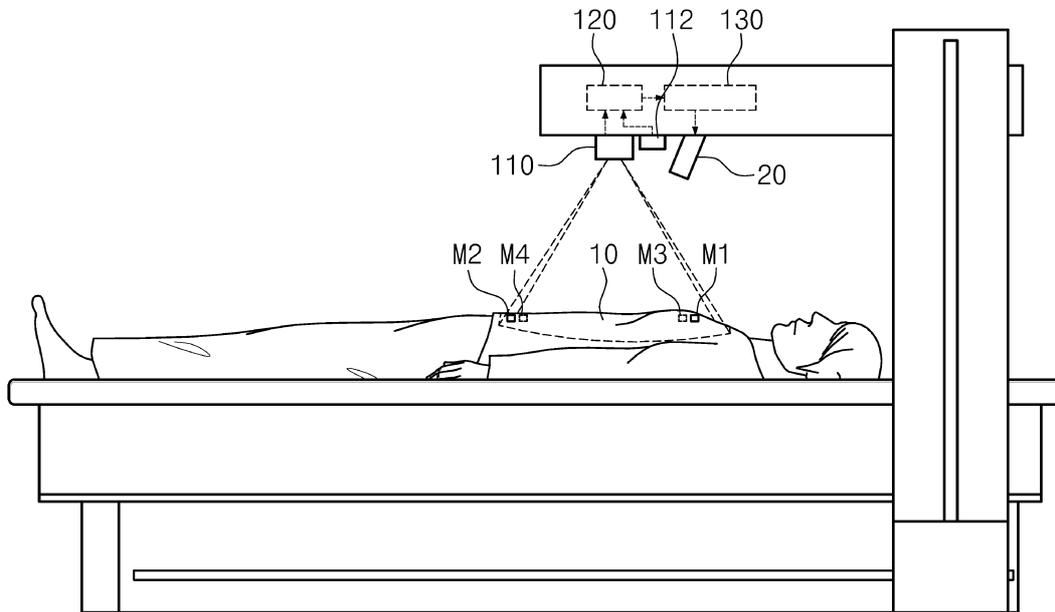
부호의 설명

- [0115] M1~M4: 마커
- 10: 환자
 - 20: 방사선 조사부
 - 100: 호흡 운동 측정 장치
 - 110: 거리영상 획득부
 - 112: 영상 촬영부
 - 120: 주성분 분석장치
 - 122: 관심영상 생성부
 - 1222: 관심영역 결정부
 - 1224: 영상영역 추출부
 - 1226: 어파인 변환부
 - 124: 주성분 분석부
 - 1242: 공분산 매트릭스 산출부
 - 1244: 고유벡터 산출부
 - 1246: 주성분 결정부
 - 130: 호흡운동 측정부

도면

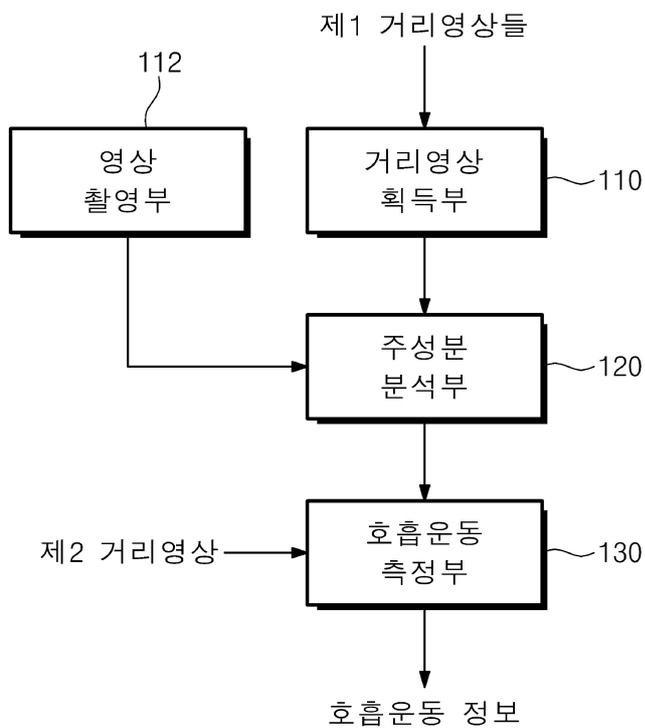
도면1

100

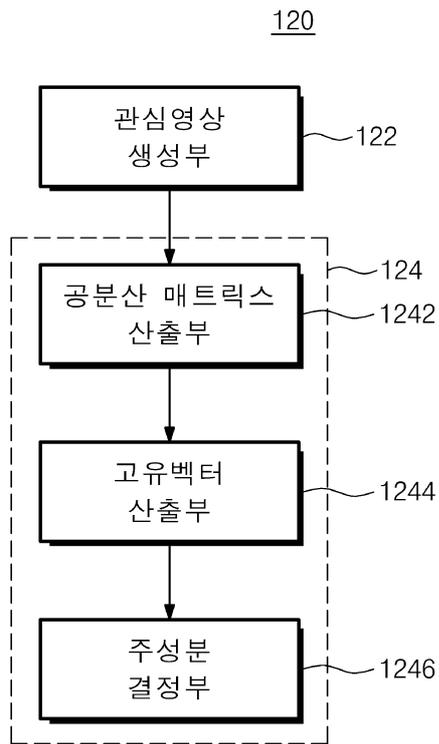


도면2

100



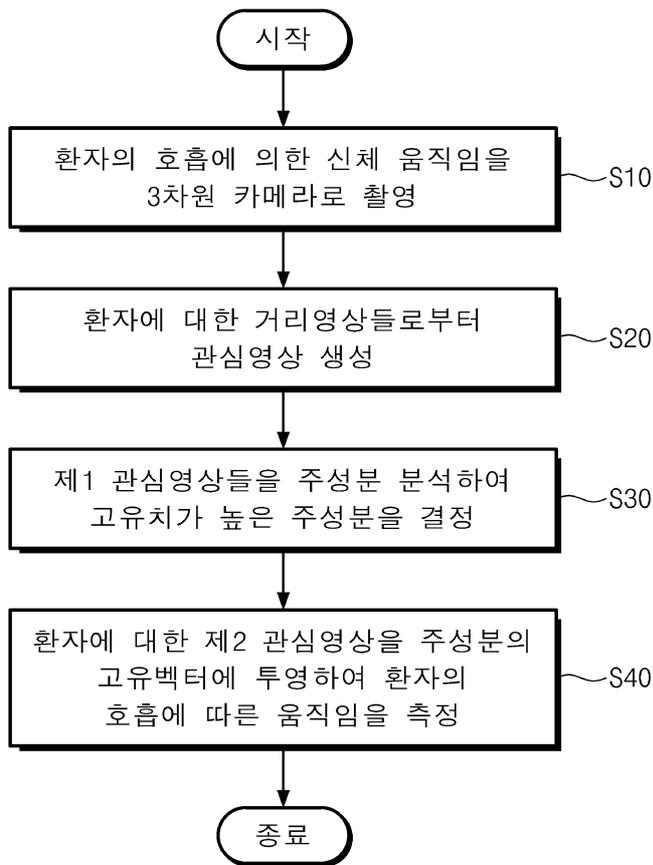
도면3



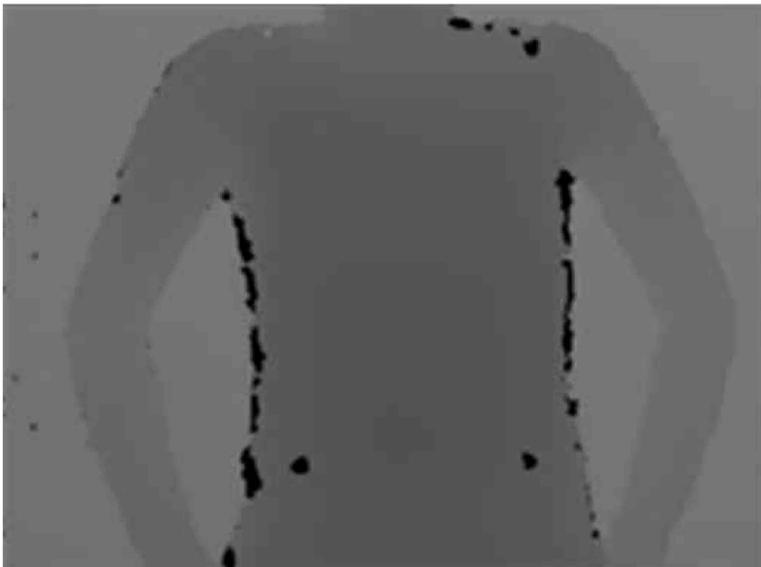
도면4



도면5



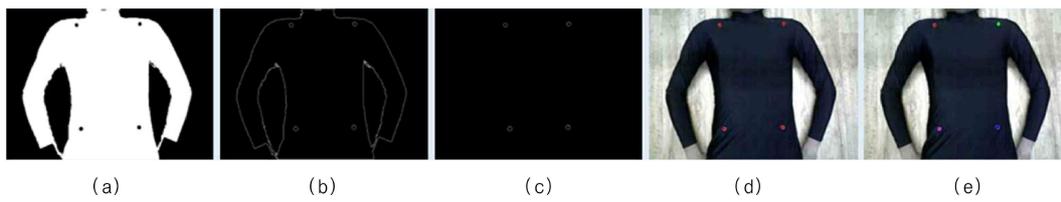
도면6



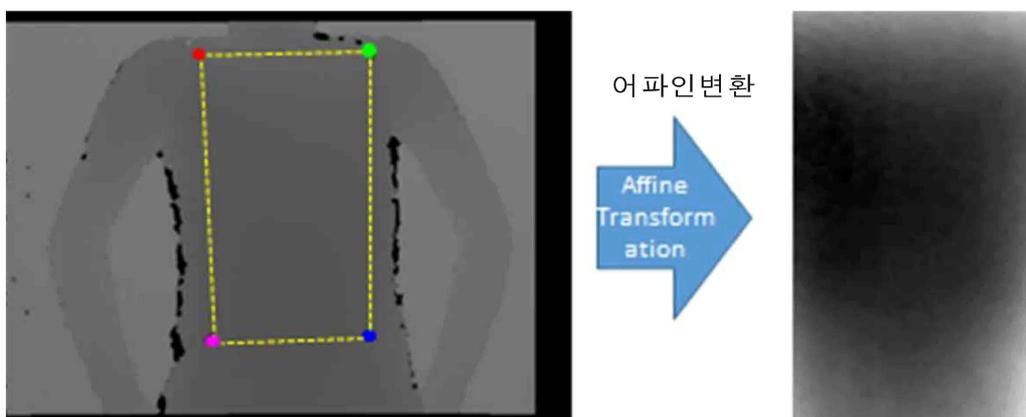
도면7



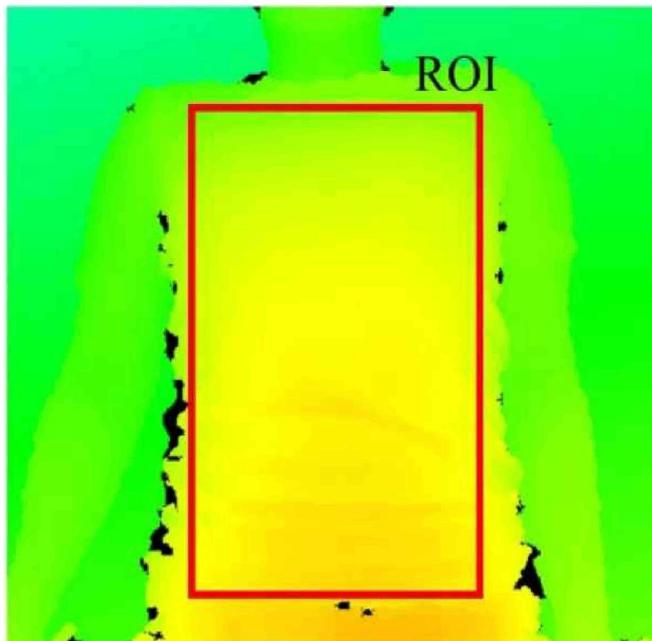
도면8



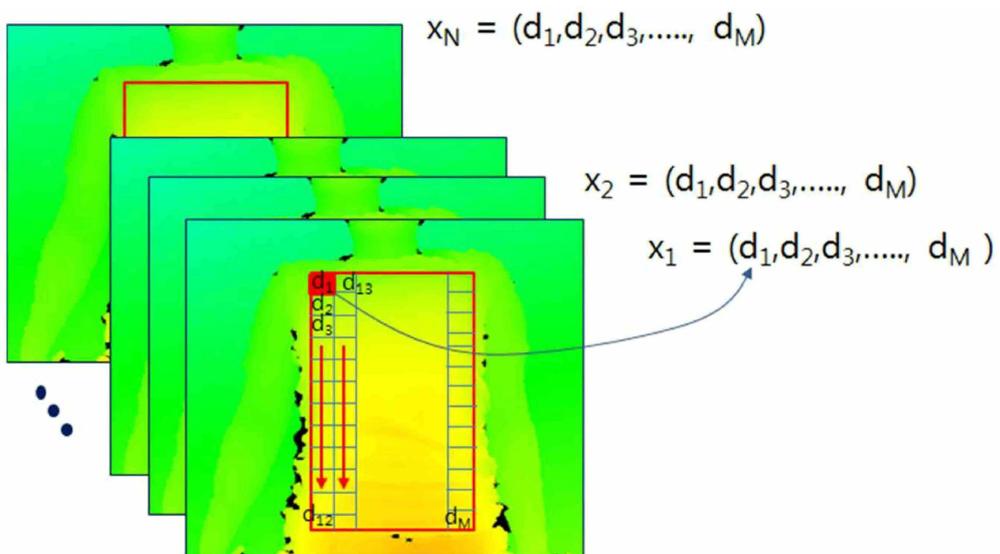
도면9



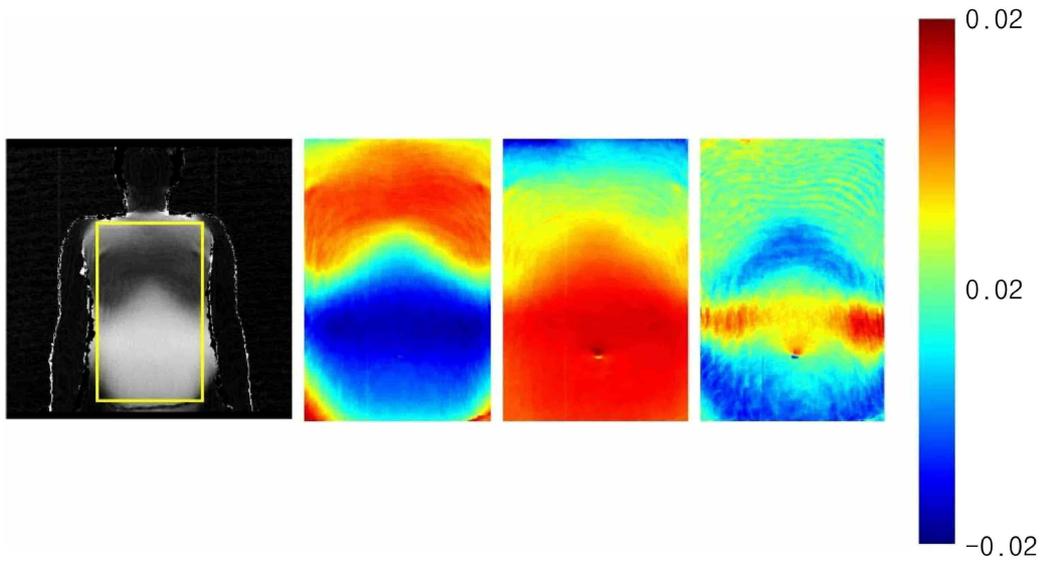
도면10



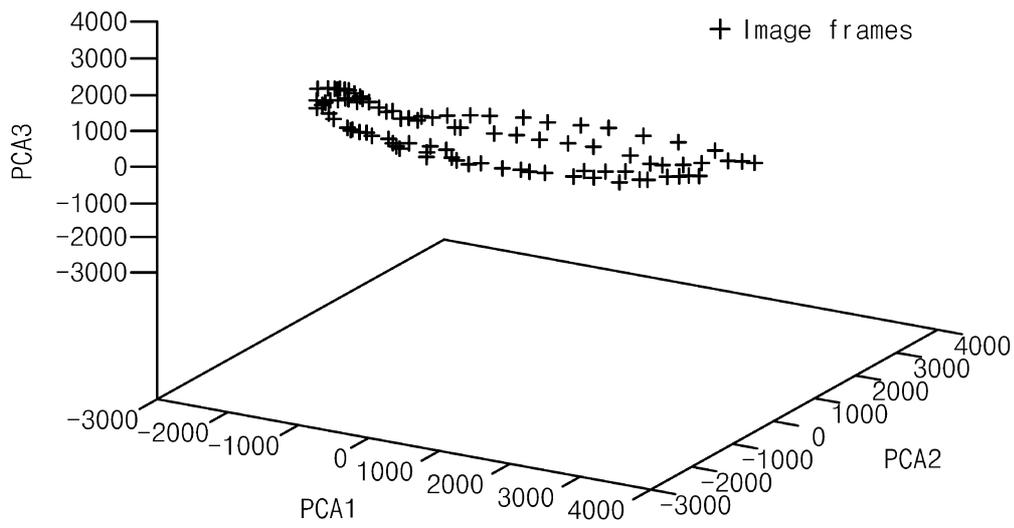
도면11



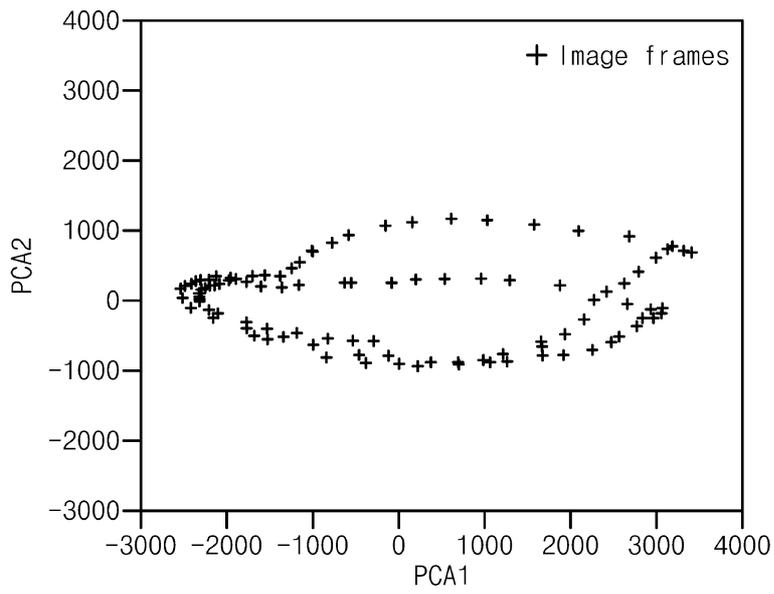
도면12



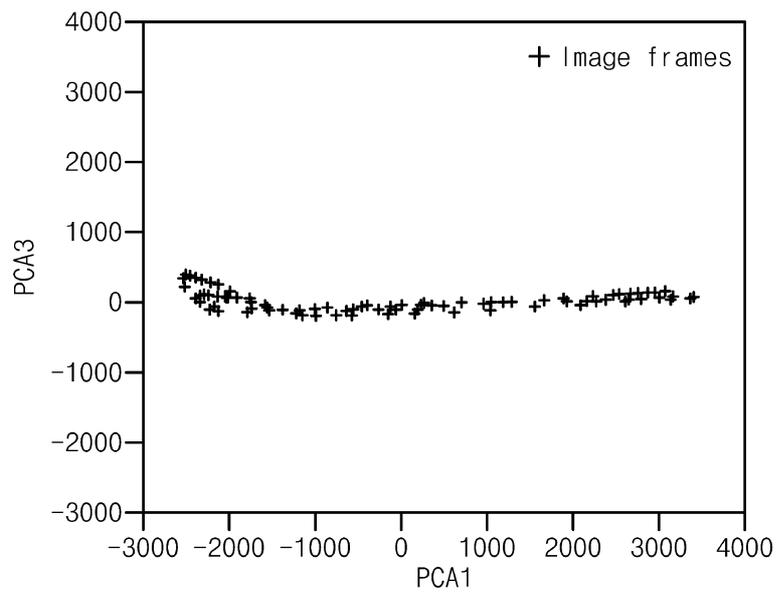
도면13a



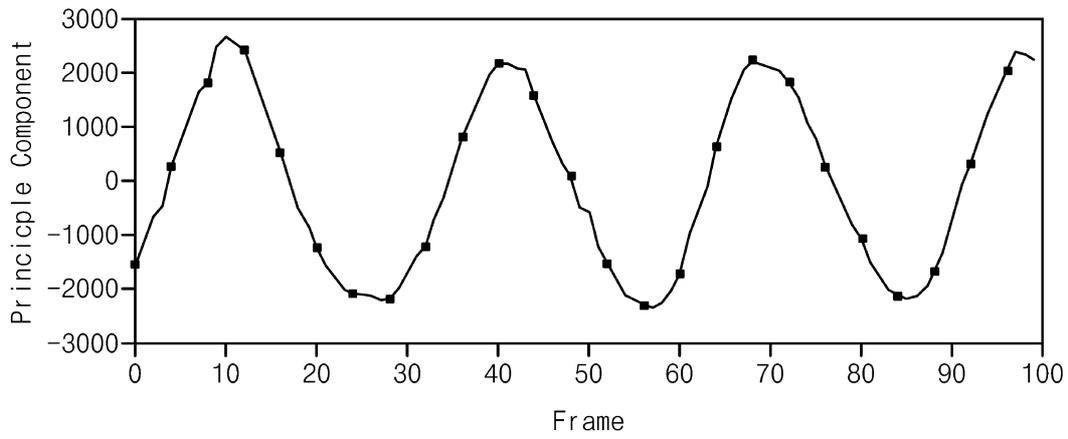
도면13b



도면13c



도면14



【심사관 직권보정사항】

【직권보정 1】

【보정항목】 명세서

【보정세부항목】 [0070] 단락

【변경전】

주성분 결정부(1245)

【변경후】

주성분 결정부(1246)

专利名称(译)	用于测量呼吸运动的装置和方法		
公开(公告)号	KR101660832B1	公开(公告)日	2016-10-10
申请号	KR1020150188710	申请日	2015-12-29
申请(专利权)人(译)	庆北国立学术基金会		
当前申请(专利权)人(译)	庆北国立学术基金会		
[标]发明人	PARK SOON YONG 박순용 UDAYA WIJENAYAKE 우다야위제나야키		
发明人	박순용 우다야위제나야키		
IPC分类号	A61B5/113 A61B5/00 A61B5/08 A61B5/11 G06K9/62		
CPC分类号	A61B5/1135 A61B5/113 A61B5/08 A61B5/1128 A61B5/7264 A61B5/7253 A61B5/0033 A61B5/748 G06K9/6247		
代理人(译)	권혁수 송운호		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及运动的呼吸测量装置和方法，并且根据本发明的实施例的呼吸运动测量方法包括以下步骤：确定关注区域并使用关于所获得的对象的关注区域产生第一关注图像。第一距离图像，其执行关于从第一距离图像生成的第一关注图像和利用网络确定主要分量的主要分量分析的步骤，使用关于第二距离图像确定的感兴趣区域产生关于第二距离图像的第二关注图像的步骤图像，以及将第二关注图像投影到被确定为主要成分的特征向量（特征向量）上并根据对象的呼吸测量运动的图像，该图像拍摄在不同点上粘附到对象的标记的图像时间生成标记的图像坐标。关于该步骤，它执行关于从第一距离图像生成的第一关注图像的主成分分析，并且内在值（特征值）高。使用关于图像确定的感兴趣区域产生关于第二距离图像的第二关注图像的步骤与关于对象的图像中获得的第二距离图像同步，并且使用标记的图像坐标来拍摄。根据本发明的实施例，无论呼吸或患者到感兴趣区域的移动如何都获得一致的身体区域，并且可以改善呼吸运动测量精度并且根据位置依赖性来改善误差因子。远离传感器被移除并且可以用主要成分精确地测量患者的呼吸运动分析。

