



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2011년08월24일
(11) 등록번호 10-1059312
(24) 등록일자 2011년08월18일

(51) Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01) G06T 5/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2009-0050039
(22) 출원일자 2009년06월05일
심사청구일자 2009년06월05일
(65) 공개번호 10-2009-0127101
(43) 공개일자 2009년12월09일
(30) 우선권주장
1020080053225 2008년06월05일 대한민국(KR)
(56) 선행기술조사문헌
KR1020060080562 A
KR1020070110965 A
KR1020080053057 A
KR1020100062889 A

(73) 특허권자
한국과학기술원
대전 유성구 구성동 373-1
삼성메디슨 주식회사
강원 홍천군 남면 양덕원리 114
(72) 발명자
현동규
서울 강남구 대치동 1003번지 디스커서엔메디슨빌
딩 연구소 3층
나종범
대전 유성구 전민동 464-1 엑스포아파트 404-506
(74) 대리인
(뒷면에 계속)
윤지홍, 장수길, 백만기

전체 청구항 수 : 총 18 항

심사관 : 김재호

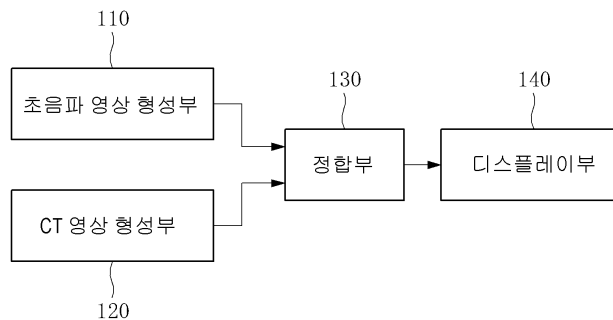
(54) 밝기값과 그레디언트 정보를 이용한 초음파 영상과 C T 영상의 비강체 영상정합 장치

(57) 요약

초음파 영상과 CT 영상의 비강체 영상정합 장치가 개시된다. 본 발명에 따른 비강체 영상정합 장치는, 초음파 신호를 송수신하여 대상체의 3차원 초음파 영상을 형성하는 초음파 영상 형성부; 대상체의 3차원 CT 영상을 형성하는 CT 영상 형성부; 및 3차원 초음파 영상과 3차원 CT 영상 각각에서 횡경막 영역 및 혈관 영역에 대응하는 밝기값 및 그레디언트 정보에 기초하여 횡경막 영역 및 혈관 영역의 제1 및 제2 목적함수를 형성하고, 제1 및 제2 목적함수에 기초하여 3차원 초음파 영상과 3차원 CT 영상을 정합하기 위한 정합부를 포함한다.

대표도 - 도1

100



(72) 발명자

이덕운

대전광역시 서구 갈마동 320-7 202호

남우현

부산광역시 북구 구포2동 923-157

특허청구의 범위

청구항 1

초음파 영상과 CT 영상의 비강체 영상정합 장치로서,

초음파 신호를 송수신하여 대상체의 3차원 초음파 영상을 형성하는 초음파 영상 형성부;

대상체의 3차원 CT 영상을 형성하는 CT 영상 형성부; 및

상기 3차원 초음파 영상과 상기 3차원 CT 영상 각각에서 횡격막 영역 및 혈관 영역에 대응하는 밝기값 및 그레디언트 정보에 기초하여 횡격막 영역과 혈관 영역의 제1 및 제2 목적함수를 형성하고, 상기 제1 및 제2 목적함수에 기초하여 상기 3차원 초음파 영상과 상기 3차원 CT 영상을 비강체 영상정합하기 위한 정합부

를 포함하는 비강체 영상정합 장치.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 3차원 초음파 영상 및 상기 3차원 CT 영상은 간의 3차원 초음파 영상 및 3차원 CT 영상인, 비강체 영상정합 장치.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 정합부는, 상기 간의 3차원 초음파 영상과 3차원 CT 영상에 대해 아핀 정합을 수행하고, 상기 아핀 정합된 3차원 초음파 영상과 3차원 CT 영상에서 나타나는 국부 변형을 모델링하여 변형 변수를 정의하고, 상기 3차원 CT 영상에서 다수의 ROI(region of interest) 영역을 정의하고, 상기 ROI 영역에서 횡격막 영역의 제1 목적 함수와 혈관 영역의 제2 목적함수를 형성하고, 상기 제1 목적함수와 상기 제2 목적함수를 이용하여 비용함수를 형성하고, 상기 비용함수를 이용하여 변형 변수를 갱신하는 최적화 과정을 수행하고, 상기 최적화된 변형 변수들을 상기 CT 영상에 반영하여 변형된 CT 영상을 형성하고, 변형된 CT 영상을 상기 3차원 초음파 영상에 비강체 영상정합시키는, 비강체 영상정합 장치.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 정합부는 상기 아핀 정합을 ICP(Iterative Closest Point)에 기반하여 수행하는, 비강체 영상정합 장치.

청구항 5

제3항에 있어서, 상기 정합부는, 상기 아핀 정합된 3D초음파 영상과 CT 영상에 B-스플라인(B-spline) FFD(free form deformation)를 적용하여 상기 국부 변형을 모델링하는, 비강체 영상정합 장치.

청구항 6

제3항에 있어서, 상기 제1 목적함수는 상기 초음파 영상에서의 밝기값과 상기 CT 영상에서의 그레디언트 크기로 형성되는 횡격막 영역의 목적함수이고, 상기 제2 목적함수는 상기 초음파 영상과 CT 영상의 밝기값으로써 형성되는 혈관영역의 목적함수로서, 에지 방향 각도(edge orientation angle)에 기초한 3차원 접합 히스토그램(3D joint histogram)을 이용하여 얻어지는, 비강체 영상정합 장치.

청구항 7

제6항에 있어서, 상기 ROI 영역은 영역-성장 방법(region-growing scheme)을 이용하여 혈관 및 간을 분할하고, 일정한 크기로 대응하는 분할들의 에지 영역을 확장하여 정의하는, 비강체 영상정합 장치.

청구항 8

제6항에 있어서, 상기 비용함수는 상기 횡격막 영역의 목적 함수 $C_{diaphragm}$ 와 상기 혈관 영역의 목적함수 C_{vessel} 를 이용하여 다음의 수학적식과 같이 정의되고,

$$C = C_{vessel} + C_{diaphragm} + \lambda \cdot C_{smooth}$$

상기 λ 는 상기 초음파 영상과 상기 CT 영상의 정렬과 변환의 평탄(smoothness) 사이의 교환조건(trade-off)을 나타내고, C_{smooth} 는 3D 구조를 나타내는, 비강체 영상정합 장치.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 변형변수는 Φ 로써 표현되고, 수학식 $|C_k - C_{k-1}| < \varepsilon$ 이 만족될 때까지 수학식 $\Phi_{k+1} = \Phi_k + \mu \cdot \nabla C$ 을 반복적으로 수행하여 상기 변형변수 Φ 를 최적화하되, 상기 ε 는 미리 설정된 양의 값이고, 상기 μ 는 스텝 크기를 나타내며, k 는 자연수로서 그레디언트 하강의 반복 상태를 나타내는, 비강체 영상정합 장치.

청구항 10

초음파 영상과 CT 영상의 비강체 영상정합 방법으로서,

- a) 초음파 신호를 송수신하여 대상체의 3차원 초음파 영상을 형성하는 단계;
- b) 대상체의 3차원 CT 영상을 형성하는 단계; 및
- c) 상기 3차원 초음파 영상과 상기 3차원 CT 영상 각각에서 횡경막 영역 및 혈관 영역에 대응하는 밝기값 및 그레디언트 정보에 기초하여 횡경막 영역 및 혈관 영역의 제1 및 제2 목적함수를 형성하고, 상기 제1 및 제2 목적함수에 기초하여 상기 3차원 초음파 영상과 상기 3차원 CT 영상을 비강체 영상정합하는 단계를 포함하는 비강체 영상정합 방법.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 3차원 초음파 영상 및 상기 3차원 CT 영상은 간의 3차원 초음파 영상 및 3차원 CT 영상인, 비강체 영상정합 방법.

청구항 12

제11항에 있어서, 상기 단계 c)는,

- c1) 상기 간의 3차원 초음파 영상과 3차원 CT 영상에 대해 아핀 정합을 수행하는 단계;
- c2) 상기 아핀 정합된 3차원 초음파 영상과 3차원 CT 영상에서 나타나는 국부 변형을 모델링하여 변형 변수를 정의하는 단계;
- c3) 상기 3차원 CT 영상에서 다수의 ROI(region of interest) 영역을 정의하는 단계;
- c4) 상기 ROI 영역에서 횡경막 영역의 제1 목적 함수와 혈관 영역의 제2 목적함수를 형성하는 단계;
- c5) 상기 제1 목적함수와 상기 제2 목적함수를 이용하여 비용함수를 형성하는 단계;
- c6) 상기 비용함수를 이용하여 변형 변수를 갱신하는 최적화 과정을 수행하는 단계;
- c7) 상기 최적화된 변형 변수들을 상기 CT 영상에 반영하여 변형된 CT 영상을 형성하는 단계; 및
- c8) 변형된 CT 영상을 상기 3차원 초음파 영상에 비강체 영상정합시키는 단계를 포함하는 비강체 영상정합 방법.

청구항 13

제12항에 있어서, 상기 단계 c1)은,

상기 아핀 정합을 ICP(Iterative Closest Point)에 기반하여 수행하는 단계

를 포함하는 비강체 영상정합 방법.

청구항 14

제12항에 있어서, 상기 단계 c2)는,

상기 아핀 정합된 3D초음파 영상과 CT 영상에 B-스플라인(B-spline) FFD(free form deformation)를 적용하여 상기 국부 변형을 모델링하는 단계
를 포함하는 비강체 영상정합 방법.

청구항 15

제12항에 있어서, 상기 제1 목적함수는 상기 초음파 영상에서의 밝기값과 상기 CT 영상에서의 그레디언트 크기로서 형성되는 횡격막 영역의 목적함수이고, 상기 제2 목적함수는 상기 초음파 영상과 CT 영상의 밝기값으로써 형성되는 혈관영역의 목적함수로서, 에지 방향 각도(edge orientation angle)에 기초한 3차원 접합 히스토그램(3D joint histogram)을 이용하여 얻어지는, 비강체 영상정합 방법.

청구항 16

제15항에 있어서, 상기 ROI 영역은 영역-성장 방법(region-growing scheme)을 이용하여 혈관 및 간을 분할하고, 일정한 크기로 대응하는 분할들의 에지 영역을 확장하여 정의하는, 비강체 영상정합 방법.

청구항 17

제15항에 있어서, 상기 비용함수는 상기 횡격막 영역의 목적 함수 $C_{diaphragm}$ 와 상기 혈관 영역의 목적함수 C_{vessel} 를 이용하여 다음의 수학적식과 같이 정의되고,

$$C = C_{vessel} + C_{diaphragm} + \lambda \cdot C_{smooth}$$

상기 λ 는 상기 초음파 영상과 상기 CT 영상의 정렬과 변환의 평탄(smoothness) 사이의 교환조건(trade-off)을 나타내고, C_{smooth} 는 3D 구축을 나타내는, 비강체 영상정합 방법.

청구항 18

제17항에 있어서, 상기 변형변수는 Φ 로써 표현되고, 수학적식 $|C_k - C_{k-1}| < \epsilon$ 이 만족될 때까지 수학적식

$\Phi_{k+1} = \Phi_k + \mu \cdot \nabla C$ 을 반복적으로 수행하여 상기 변형변수 Φ 를 최적화하되, 상기 ϵ 는 미리 설정된 양의 값이고, 상기 μ 는 스텝 크기를 나타내며, k 는 자연수로서 그레디언트 하강의 반복 상태를 나타내는, 비강체 영상정합 방법.

명세서

발명의 상세한 설명

기술 분야

[0001]

본 발명은 초음파 진단 분야에 관한 것으로, 특히 밝기값과 그레디언트 정보를 이용한 초음파 영상과 CT 영상의 비강체 영상 정합 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002]

초음파 진단 장치는 초음파를 이용하여 비파괴, 비침습 방식으로 대상체의 내부 구조를 실시간으로 보이며, CT(computerized tomography) 또는 MR(magnetic resonance)와 달리 방사선을 이용하지 않기 때문에 인체에 거의 무해하다. 그러나, 초음파 영상은 신호대 잡음비가 낮기 때문에, 이를 보완하기 위해 CT 영상과 초음파 영상의 정합(registration)을 수행한다.

[0003]

다양한 의학적 응용분야에서 비강체 영상정합(non-rigid image registration)은 핵심적인 과정이다. 영상 가이드 중재(image guided intervention)는 시술전 영상과 시술중 영상 사이의 정합을 필요로 하는 응용 분야의 하나이다. 간의 경우, 3차원 초음파 영상이 영상 가이드 중재술을 위해 자주 이용된다. 화질이 불량한 초음파 영

상의 단점을 극복하기 위해, 시술중 3차원 초음파 영상에 대응하는 고화질의 시술전 CT 또는 MR 영상을 디스플레이한다. 이러한 목적으로, 간의 초음파 영상과 CT 영상의 정렬(alignment)이 필요하다. 초음파 영상과 CT 영상은 다른 호환 단계에서 촬상되기 때문에 국부적 변형(local deformation)이 나타나 비강체 영상 정합이 수행되어야 한다.

[0004] 서로 다른 특성 때문에 CT 영상과 초음파 영상을 정합하는 것은 어려운 작업이다. 간의 3차원 초음파 영상과 CT(또는 MR) 영상을 비강체 영상정합하기 위한 몇 가지 알고리즘(algorithm)이 제안되었다. 3차원 초음파 영상과 MR의 정합에서, 초음파 영상과 MR 영상이 혈관 확률 영상(vessel probability image)으로 각각 변환되고, 두 혈관 확률 영상 사이의 정규화된 교차 상관(cross correlation)을 최대화시켜 정합한다. 혈관들의 중심선들을 추출하고 정합하여 3차원 초음파 영상과 CT 영상 간의 정합을 수행하는 방법도 제안되었다. 그러나, 이들 방법에서 정합 정밀도는 초음파 영상과 CT 영상의 혈관 분류(segmentation) 정확도에 의한 영향을 받는다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

[0005] 밝기값 및 그레디언트 정보를 이용한 초음파 영상과 CT 영상의 비강체 영상 정합 장치 및 방법을 제공한다.

과제 해결수단

[0006] 본 발명에 따른 비강체 영상정합 장치는, 초음파 신호를 송수신하여 대상체의 3차원 초음파 영상을 형성하는 초음파 영상 형성부; 대상체의 3차원 CT 영상을 형성하는 CT 영상 형성부; 및 상기 3차원 초음파 영상과 상기 3차원 CT 영상 각각에서 횡격막 영역 및 혈관 영역에 대응하는 밝기값 및 그레디언트 정보에 기초하여 횡격막 영역 및 혈관 영역의 제1 및 제2 목적함수를 형성하고, 상기 제1 및 제2 목적함수에 기초하여 상기 3차원 초음파 영상과 상기 3차원 CT 영상을 비강체 영상정합하기 위한 정합부를 포함한다.

[0007] 또한, 본 발명에 따른 비강체 영상정합 방법은, a) 초음파 신호를 송수신하여 대상체의 3차원 초음파 영상을 형성하는 단계; b) 대상체의 3차원 CT 영상을 형성하는 단계; 및 c) 상기 3차원 초음파 영상과 상기 3차원 CT 영상 각각에서 제1 및 제2 영역에 대응하는 밝기값 및 그레디언트 정보에 기초하여 제1 영역과 제2 영역의 제1 및 제2 목적함수를 형성하고, 상기 제1 및 제2 목적함수에 기초하여 상기 3차원 초음파 영상과 상기 3차원 CT 영상을 비강체 영상정합하는 단계를 포함한다.

효과

[0008] 본 발명은, 초음파 영상과 CT 영상의 각 특성을 고려하여, 혈관 목적 함수와 횡격막 목적 함수를 구하고, 비용 함수를 정의한다. 국부 변형에 관계없이 CT 영상을 초음파 영상에 정합시킬 수 있어, 초음파 영상을 이용한 중재시술에 유용하게 이용될 수 있다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

[0009] 본 발명은 간의 초음파 영상과 CT 영상의 정합을 위해 혈관과 횡격막 정보를 이용한다. 보다 정확한 정합을 위해 본 발명에서는 초음파 영상과 CT 영상으로부터 얻어진 밝기값과 그레디언트 정보의 3차원 점합 히스토그램(3D joint histogram)에 기초한 새로운 목적함수(objective function)를 이용한다. 본 발명의 실시예에서는 초음파 영상과 정합하는 의료 영상으로 CT 영상을 설명하고 있으나, 이에 한정되지 않고, 다른 실시예에서는 자기 공명 영상(MRI), 양전자 단층(PET) 영상 등이 이용될 수 있다.

[0010] 이하, 본 발명의 실시예를 상세하게 설명한다.

[0011] 본 발명에서는 비강체 영상정합을 위해 간의 두 특징(feature) 즉, 혈관과 횡격막의 특징을 이용한다. 비강체 영상정합을 위한 적절한 변환을 찾기 위해, 두 특징의 목적 함수(objective function)를 이용하여 비용 함수(cost function)를 정의하고, 최적화 과정을 통해 비용을 최소화시킨다.

[0012] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상과 CT 영상의 비강체 영상정합 장치를 보이는 블록도이다. 도 1을 참조하면, 정합 장치(100)는 대상체(예를 들어, 간)에 초음파 신호를 송수신하여 초음파 영상을 형성하는 초음파 영상 형성부(110)를 포함한다. 본 발명의 실시예에서, 초음파 영상은 B-모드로 얻은 3차원 초음파 영상일 수 있다.

[0013] 정합 장치(100)는 CT 영상을 형성하는 CT 영상 형성부(120)을 더 포함한다. 본 발명의 실시예에서 CT 영상은 3

차원 CT 영상일 수 있다. 초음파 영상과 CT 영상은 서로 다른 호홉에서 형성될 수 있다.

[0014] 정합 장치(100)는 초음파 영상과 CT 영상에 대해서 비강체 영상정합을 수행하기 위한 정합부(130)를 더 포함할 수 있다. 이하, 정합부(130)의 동작을 도 2를 참조하여 자세히 설명한다.

[0015] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 정합부(130)에서 초음파 영상과 CT 영상의 비강체 영상정합을 수행하는 방법을 보이는 순서도이다. 도 2를 참조하면, 초음파 영상 형성부(110) 및 CT 영상 형성부(120)가 동일한 환자로부터 임의의 호홉에서 간의 3D B-모드 초음파 영상과 3D CT 영상을 형성하면, 초음파 영상과 CT 영상에 대해 ICP(Iterative Closest Point) 기반 아핀 정합(affine registration)을 수행한다(210).

[0016] 본 발명의 실시예에서, 초음파 영상과 CT 영상에서 간의 국부적 변형을 모델링하기 위한 변환식으로서 B-스플라인(B-spline) FFD(free form deformation)를 이용할 수 있다. 이 FFD 변환식은 균일한 간격을 갖는 제어점들의 변위(displacement of control points)로써 정의된다. 변위는 변형 변수 Φ 로 표현될 수 있다. 간 영상의 전체에 걸쳐 국부 변형은 고를(smooth) 것으로 기대되기 때문에, 고른 변형(smooth transformation)으로 추정한다. 따라서, 금속 박판(thin-plate of metal)의 2D 구부림 에너지에 대응하는 3D 구속 C_{smooth} 를 정의하여 사용한다.

[0017] 혈관과 횡격막의 밝기값 관계는 초음파 영상과 CT 영상에서 각기 다르다. 초음파 영상에서, 초음파 신호의 강한 반사에 의해 횡격막은 밝기값이 큰 값을 나타낸다. 이러한 밝기값 특성은 CT 영상에서 횡격막이 큰 그레디언트 크기로 표현되는 것과 관련시킬 수 있다. 반면에, 혈관 영역에서는 비록 명암은 반전되지만 초음파 영상의 밝기값은 CT 영상의 밝기값과 관련될 수 있다. 횡격막 영역의 제1 목적함수 $C_{diaphragm}$ 는 초음파 영상에서의 밝기값과 CT 영상에서의 그레디언트 크기에 의해서 구해지는데 반하여, 혈관 영역의 제2 목적함수 C_{vessel} 는 초음파 영상과 CT 영상의 밝기값을 이용하여 구해진다.

[0018] 횡격막과 혈관 영역에서 목적함수를 구하기 위해, CT 영상에서 복수의 ROI 영역을 정의한다(220). 즉, 영역-성장 방법(region-growing scheme)을 이용하여 혈관 및 간을 분할하고, 분할된 영역의 에지(edge) 영역을 확장하여 각 ROI 영역을 정의한다. 정합시 CT 영상과 초음파 영상이 서로 겹쳐지는 부분에 대해서만 정합에 필요한 계산이 수행되므로, CT 영상과 초음파 영상 중 한 영상에서만 ROI 영역이 정의되면 충분하다. 본 발명의 실시예에서는 상대적으로 혈관이나 간 경계 구분이 확실한 CT 영상에서 ROI 영역을 정의한다. 한편, ROI 영역을 정의하기 위한 ROI 마스킹을 혈관 영역과 횡격막 영역에 대해 각각 실시한다. 이에 따라, ROI 마스킹에 의해 두 영역, 혈관 영역과 횡격막 영역이 나누어진다. 이후, ROI 영역에서 횡격막 영역의 목적 함수 $C_{diaphragm}$ 와 혈관 영역의 목적함수 C_{vessel} 를 형성한다(230). 정확한 정합을 위해 본 발명의 실시예에서는, 초음파 영상과 CT 영상의 밝기값과 그레디언트 크기 및 에지 방향 각도(edge orientation angle)에 기초하여 목적 함수를 계산한다.

[0019] 그레디언트 크기 및 에지 방향 각도는 다음과 같이 구한다. 먼저, 각 복셀(voxel)에서 구조 매트릭스(structure matrix)를 계산한다. 구조 매트릭스의 고유값 분석(eigen-analysis)을 통하여 고유 벡터(eigen-vector)와 고유 값(eigen-value)을 추출한다. 여기서 가장 큰 고유값을 가지는 고유 벡터를 영상의 에지 방향으로 정의하고, 그레디언트 크기는 고유값으로써 정의한다. 만일, 두 영상이 완벽하게 정합되면, 대응하는 에지 방향 각도가 동일할 것이다. 이러한 관계를 고려하여 두 에지 방향 벡터의 내적의 제곱으로 에지 방향 일치 정도를 정의할 수 있다.

[0020] 두 목적함수 C_{vessel} 과 $C_{diaphragm}$ 은 다음과 같이 구해진다.

[0021] 혈관 영역에서는 초음파 영상과 CT 영상이 서로 밝기값의 상관관계가 존재한다. 따라서 초음파 영상 밝기값, CT 영상 밝기값, 에지 방향 일치 정도를 이용하여 통계적인 엔트로피를 측정하여 C_{vessel} 로 정의한다.

[0022] 횡격막 영역에서는 초음파 영상의 밝기값과 CT 영상의 그레디언트 크기가 서로 상관관계가 있다. 따라서 초음파 영상 밝기값, CT 영상 그레디언트 크기, 에지 방향 일치 정도를 이용하여 통계적인 엔트로피를 측정하여 $C_{diaphragm}$ 로 정의한다.

[0023] 이어서, 두 목적 함수 $C_{diaphragm}$, C_{vessel} 로써 다음의 수학적 식 1과 같은 비용 함수를 형성한다(240).

수학적 식 1

$$C = C_{vessel} + C_{diaphragm} + \lambda \cdot C_{smooth}$$

[0024]

[0025] 여기서, λ 는 두 영상의 정렬과 변환의 평탄(smoothness) C_{smooth} 사이의 교환조건(trade-off)을 나타낸다. 그레디언트 하강 방법(gradient descent scheme)에 따라 다음의 수학적 식 2와 같이 비용함수의 그레디언트를 이용하여 변형 변수 Φ 를 갱신하는 최적화 과정을 수행한다(250).

수학적 식 2

$$\Phi_{k+1} = \Phi_k + \mu \cdot \nabla C$$

[0026]

[0027] 수학적 식 2에서 μ 는 스텝 크기를 나타내며, k 는 자연수로서 그레디언트 하강의 반복 상태를 나타낸다. 구현을 위해 ∇C 는 차분으로 근사화할 수 있다. 작은 양의 값 ε 에 대해 수학적 식 3과 같은 조건을 만족하면 최적화 과정을 종료한다.

수학적 식 3

$$|C_k - C_{k-1}| < \varepsilon$$

[0028]

[0029] 최종적으로, 최적화된 변수들을 CT 영상에 반영하여 변형된 CT 영상을 형성함으로써 초음파 영상에 정합된 CT 영상을 생성한다(260).

[0030] 본 발명에 따른 정합 장치(100)는 초음파 영상, CT 영상, 정합된 초음파-CT 영상을 디스플레이하는 디스플레이 부(140)를 포함할 수 있다.

[0031] 도 3은 초음파 영상(A), 비강체 영상정합전 CT 영상(B) 및 초음파-CT 정합영상(C)을 슬라이스별로 보인다.

[0032] 도 4는 본 발명에 따른 비강체 정합 방법의 정확성을 보이는 초음파 사진으로서, 초음파 영상(A)과 비강체 영상정합전 CT 영상(B)에 각각 표시된 마커(M1, M2)가 모든 슬라이스 영상에서 혈관 영역뿐만 아니라 횡격막 영상에서도 정확하게 일치됨을 보인다.

[0033] 상술한 실시예는 본 발명의 원리를 응용한 다양한 실시예의 일부를 나타낸 것에 지나지 않음을 이해해야 한다. 본 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 본질로부터 벗어남이 없이 여러 가지 변형이 가능함을 명백히 알 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[0034] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상과 CT 영상의 비강체 영상정합 장치를 보이는 블록도.

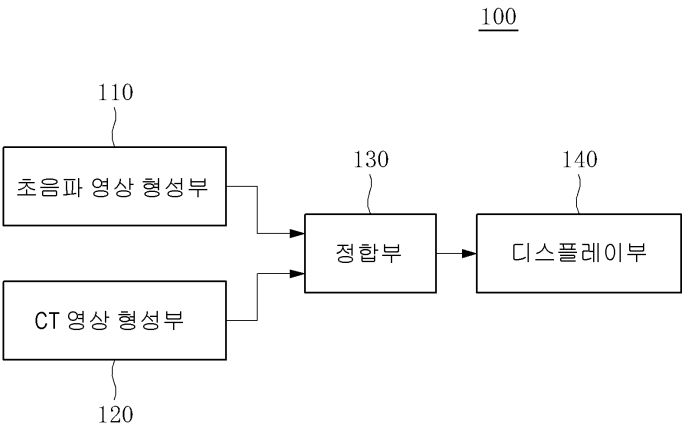
[0035] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 정합부(130)에서 초음파 영상과 CT 영상의 비강체 영상정합을 수행하는 방법을 보이는 순서도.

[0036] 도 3은 초음파 영상(A), 비강체 영상정합전 CT 영상(B) 및 초음파-CT 정합영상(C)을 슬라이스별로 보이는 예시도.

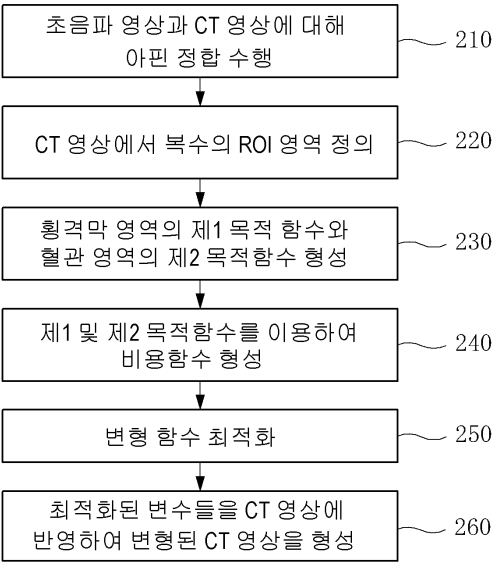
[0037] 도 4는 본 발명에 따른 비강체 영상정합 방법의 정확성을 보이는 예시도.

도면

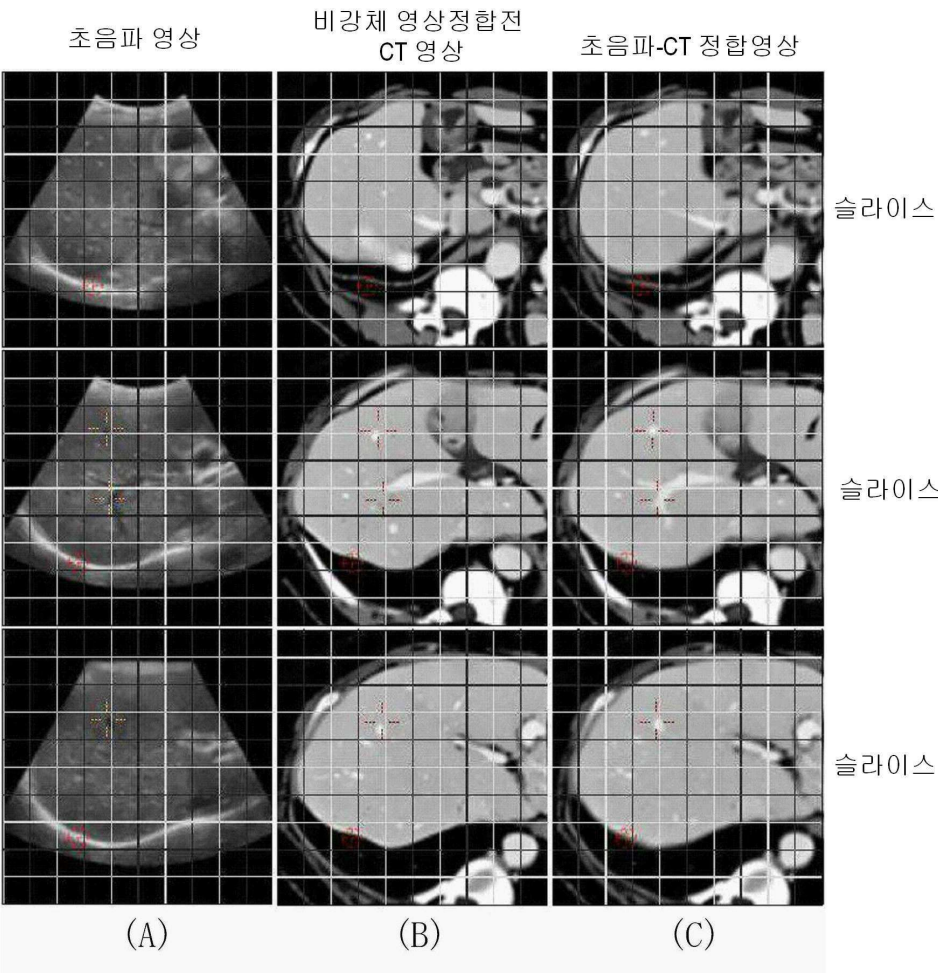
도면1



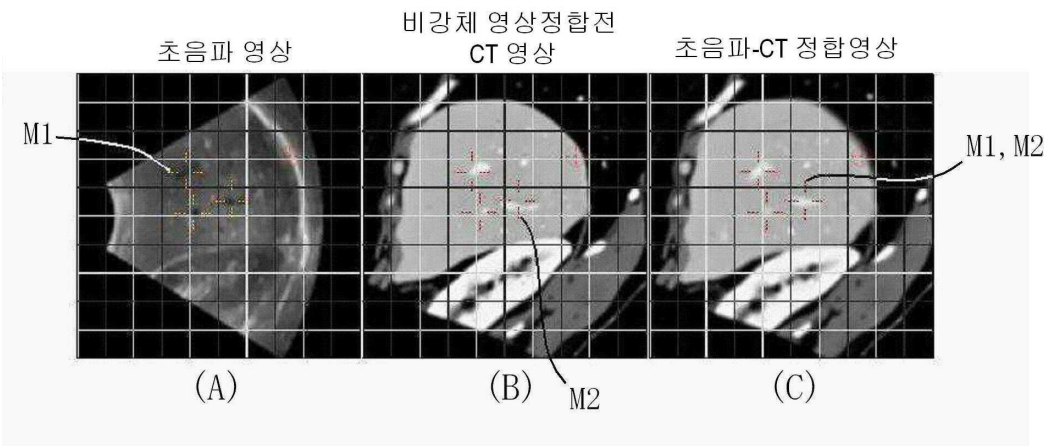
도면2



도면3



도면4



专利名称(译)	基于亮度值和梯度信息的超声图像与CT图像非刚性图像匹配装置		
公开(公告)号	KR101059312B1	公开(公告)日	2011-08-24
申请号	KR1020090050039	申请日	2009-06-05
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社 韩国科学技术院		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司 科学与韩国高等科技研究院		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司 科学与韩国高等科技研究院		
[标]发明人	HYUN DONG GYU 현동규 RA JONG BEOM 나종범 LEE DUHGOON 이덕운 NAM WOO HYUN 남우현		
发明人	현동규 나종범 이덕운 남우현		
IPC分类号	G06T A61B G06T5/00 A61B8/00		
CPC分类号	G06T2207/10081 G06T2207/30004 A61B5/04284 A61B8/13 A61B6/5247 G06T7/0028 A61B6/032 G06T2207/10132 G06T2207/20141 A61B8/4416 G06T7/187 G06T7/33		
代理人(译)	CHANG, SOO KIL		
优先权	1020080053225 2008-06-05 KR		
其他公开文献	KR1020090127101A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了通过使用血管和隔膜의强度和梯度信息在三维超声和CT图像之间进行非刚性图像配准的实施例。超声图像形成单元向/从目标对象发送/接收超声信号,从而输出电接收信号,并基于电接收信号形成3维超声图像。CT图像形成单元形成目标对象的三维CT图像。配准单元基于对应于每个三维超声和CT图像中的隔膜和血管区域의部分的强度和梯度信息,分别确定与目标对象的隔膜和血管区域相关联的第一和第二目标函数。配准单元基于第一和第二目标函数在三维超声图像和三维CT图像之间执行非刚性图像配准。

