



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2013년04월26일
(11) 등록번호 10-1258814
(24) 등록일자 2013년04월22일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/055 (2006.01) G06F 19/00 (2011.01)
(21) 출원번호 10-2011-0116563
(22) 출원일자 2011년11월09일
심사청구일자 2011년11월09일
(56) 선행기술조사문헌
KR1020010109777 A
KR1020110018573 A
기술이전 희망 : 기술양도, 실시권허여, 기술지도

(73) 특허권자
서울여자대학교 산학협력단
서울특별시 노원구 화랑로 621 (공릉동, 서울여자대학교)
(72) 발명자
홍헬렌
서울특별시 서초구 서초대로65길 13-10, 103동 1501호 (서초동, 서초 래미안아파트)
조현희
경기도 안성시 원곡면 지문북길 110-11
(74) 대리인
특허법인 충정

전체 청구항 수 : 총 12 항

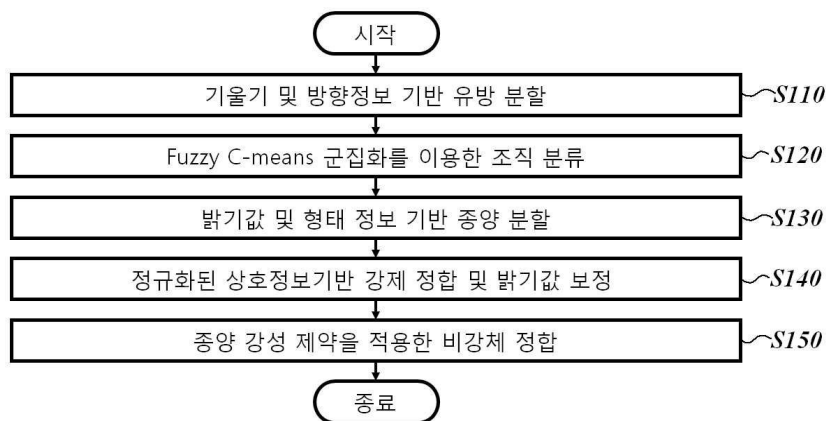
심사관 : 이재균

(54) 발명의 명칭 동적조영증강 유방 MR 영상에서 조직별 밝기값 보정 및 종양 강성 제약을 적용한 비강체 정합 방법 및 시스템

(57) 요약

유방조직별 밝기값 보정 및 종양 강성 제약을 적용한 비강체 정합 방법 및 시스템이 개시된다. 본 발명의 실시예에 따른 비강체 정합 방법은, 기울기 및 방향 정보를 이용하여 유방피부와 흉근을 제거함으로써 유방 영역을 자동 분할하는 단계; 자동 분할단계에 의해 분할된 유방 영역 내에 fuzzy C-means 군집화 기법을 이용하여 지방, 유선조직, 종양 및 혈관으로 유방조직을 분류하는 단계; 분류단계에 의해 분류된 종양 정보 또는 타겟과 소스영상에서 조영 정도에 따른 밝기값 차이를 이용하여 종양의 위치를 자동 추출하고 밝기값 및 형태학적인 연산을 이용하여 종양 부위를 분할하는 단계; 타겟과 소스영상 간 정규화된 상호정보 기반의 강체 정합을 수행하고, 조영제의 영향으로 서로 다른 밝기값을 갖게 되는 지방과 유선조직에 대하여 밝기값 보정을 수행하는 단계; 및 종양 부위의 밝기값 차이로 인한 변형을 줄여주기 위해 분할된 종양 부위에 강성 구조를 유지하도록 제약을 주고 각 유방조직별 정규화 가중치를 적용한 데몬기반 비강체 정합을 수행하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도1



이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 2010K001200
부처명 교육과학기술부
연구사업명 신기술융합형성장동력사업
연구과제명 움직임 보정과 비강체 정합을 통한 영상 융합
주관기관 서울대학교 산학협력단
연구기간 2009.07.10 ~ 2014.06.30

특허청구의 범위

청구항 1

기울기 및 방향 정보를 이용하여 유방피부와 흉근을 제거함으로써 유방 영역을 자동 분할하는 단계;

상기 자동 분할단계에 의해 분할된 유방 영역 내에 fuzzy C-means 군집화 기법을 이용하여 지방, 유선조직, 종양 및 혈관으로 유방조직을 분류하는 단계;

상기 분류단계에 의해 분류된 종양 정보 또는 타겟과 소스영상에서 조영 정도에 따른 밝기값 차이를 이용하여 종양의 위치를 자동 추출하고 밝기값 및 형태학적인 연산을 이용하여 종양 부위를 분할하는 단계;

상기 타겟과 소스영상 간 정규화된 상호정보 기반의 강체 정합을 수행하고, 조영제의 영향으로 서로 다른 밝기값을 갖게 되는 지방과 유선조직에 대하여 밝기값 보정을 수행하는 단계; 및

상기 종양 부위의 밝기값 차이로 인한 변형을 줄여주기 위해 상기 분할된 종양 부위에 강성 구조를 유지하도록 제약을 주고 각 유방조직별 정규화 가중치를 적용한 데몬기반 비강체 정합을 수행하는 단계;

를 포함하는 것을 특징으로 하는 비강체 정합 방법.

청구항 2

제 1항에 있어서,

조영제 주입 전 증강영상을 타겟(target)영상, 조영제 주입 후 증강영상을 소스(source)영상으로 정의하고, 상기 소스영상은 소정 간격으로 연속 촬영된 데이터 셋으로 구성되는 것을 특징으로 하는 비강체 정합 방법.

청구항 3

제 1항에 있어서, 상기 자동 분할단계는,

에지와 같은 중요한 정보는 유지하면서 잡음을 제거할 수 있는 비등방성 확산 필터링(anisotropic diffusion filtering) 적용 후 유방 영역을 분할하고, 데이터마다 다르게 나타나는 유방조직의 조영 정도를 보정하기 위해 밝기값을 정규화시킨 후 조직 분류를 수행함으로써 유방 분할 및 조직 분류의 수행 정확성을 높이는 것을 특징으로 하는 비강체 정합 방법.

청구항 4

제 1항에 있어서, 상기 종양 부위 분할단계는,

fuzzy C-mean clustering으로 분류된 종양 정보로부터 종양 부위의 위치를 알아낼 수 있고, 조영 정도가 낮아 분류된 종양 정보를 이용하여 종양 부위의 위치를 알아내기 어려운 경우 상기 타겟 및 소스영상 간 종양의 조영 차이를 이용하여 종양의 위치를 자동 추출하는 것을 특징으로 하는 비강체 정합 방법.

청구항 5

제 1항에 있어서, 상기 강체 정합 및 밝기값 보정단계는,

타겟 및 소스 영상의 밝기값 차이에 영향을 받지 않고 최적의 강체 변환을 구함으로써 전역적 움직임을 보정할 수 있고, 이때 샘플링을 통해 계산량을 줄일 수 있으며, 밝기값 보정을 통해 소스영상에서 지방과 유선조직의 조영제의 영향을 보정하는 것을 특징으로 하는 비강체 정합 방법.

청구항 6

제 1항에 있어서, 상기 비강체 정합 수행단계는,

호흡 차이 및 심장 박동으로 인한 상기 타겟 및 소스 영상 내 유방 영역 간 종양 부위의 볼륨 및 형태 변형을 줄이면서 지역적 움직임 보정하는 것을 특징으로 하는 비강체 정합 방법.

청구항 7

기울기 및 방향 정보를 이용하여 유방피부와 흉근을 제거함으로써 유방 영역을 자동 분할하는 유방 분할부;

상기 유방 분할부에 의해 분할된 유방 영역 내에 fuzzy C-means 군집화 기법을 이용하여 지방, 유선조직, 종양 및 혈관으로 유방조직을 분류하는 조직 분류부;

상기 조직 분류부에 의해 분류된 종양 정보 또는 타겟과 소스영상에서 조영 정도에 따른 밝기값 차이를 이용하여 종양의 위치를 자동 추출하고 밝기값 및 형태학적인 연산을 이용하여 종양 부위를 분할하는 종양 분할부;

상기 타겟과 소스영상 간 정규화된 상호정보 기반의 강체 정합을 수행하고, 조영제의 영향으로 서로 다른 밝기값을 갖게 되는 지방과 유선조직에 대하여 밝기값 보정을 수행하는 정합 및 보정부; 및

상기 종양 부위의 밝기값 차이로 인한 변형을 줄여주기 위해 강성 구조를 유지하도록 제약을 주고 각 유방조직 별 정규화 가중치를 적용한 데몬기반 비강체 정합을 수행하는 비강체 정합부;

를 포함하는 것을 특징으로 하는 비강체 정합 시스템.

청구항 8

제 7항에 있어서,

조영제 주입 전 증강영상을 타겟(target)영상, 조영제 주입 후 증강영상을 소스(source)영상으로 정의하고, 상기 소스영상은 소정 간격으로 연속 촬영된 데이터 셋으로 구성되는 것을 특징으로 하는 비강체 정합 시스템.

청구항 9

제 7항에 있어서, 상기 유방 분할부,

에지와 같은 중요한 정보는 유지하면서 잡음을 제거할 수 있는 비등방성 확산 필터링(anisotropic diffusion filtering) 적용 후 유방 영역을 분할하고, 데이터마다 다르게 나타나는 유방조직의 조영 정도를 보정하기 위해 밝기값을 정규화시킨 후 조직 분류를 수행함으로써 유방 분할 및 조직 분류의 수행 정확성을 높이는 것을 특징으로 하는 비강체 정합 시스템.

청구항 10

제 7항에 있어서, 상기 종양 분할부는,

fuzzy C-mean clustering으로 분류된 종양 정보로부터 종양 부위의 위치를 알아낼 수 있고, 조영 정도가 낮아 분류된 종양 정보를 이용하여 종양 부위의 위치를 알아내기 어려운 경우 상기 타겟 및 소스영상 간 종양의 조영 차이를 이용하여 종양의 위치를 자동 추출하는 것을 특징으로 하는 비강체 정합 시스템.

청구항 11

제 7항에 있어서, 상기 정합 및 보정부는,

타겟 및 소스 영상의 밝기값 차이에 영향을 받지 않고 최적의 강체 변환을 구함으로써 전역적 움직임을 보정할

수 있고, 이때 샘플링을 통해 계산량을 줄일 수 있으며, 밝기값 보정을 통해 소스영상에서 지방과 유선조직의 조영제의 영향을 보정하는 것을 특징으로 하는 비강체 정합 시스템.

청구항 12

제 7항에 있어서, 상기 비강체 정합부는,

호흡 차이 및 심장 박동으로 인한 상기 타겟 및 소스 영상 내 유방 영역 간 종양 부위의 볼륨 및 형태 변형을 줄이면서 지역적 움직임 보정을 하는 것을 특징으로 하는 비강체 정합 시스템.

명세서

기술 분야

[0001] 본 발명은 비강체 정합 방법 및 시스템에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 동적조영증강 유방 MR 영상에서 조직별 밝기값 보정 및 종양 강성 제약을 적용한 비강체 정합 방법 및 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 조영제 주입 전과 주입 후 일정 시간 간격으로 4~5번 연속 촬영된 동적조영증강 MR 유방영상(DCE-MR: Dynamic Contrast-Enhanced MR breast image)에서 종양의 관류 분석하는 것은 종양의 악성 여부를 진단하고 악성 종양의 치료 계획 수립 및 효과 관찰을 가능하게 하는 비침습적인 방법 중의 하나이다.

[0003] 동적조영증강 MR 유방영상 획득 시 호흡 차이 및 심장 박동 등으로 인하여 유방 내·외부가 부분적으로 변형될 수 있으므로 조영 전·후 증강영상 간 비강체 정합이 필요하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 본 발명의 실시예는 전술한 바와 같은 필요성에 따라 창안된 것으로서, 동적조영증강 유방 MR 영상에서 조직별 밝기값 보정 및 종양 강성 제약을 적용한 비강체 정합 방법 및 시스템을 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0005] 전술한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 실시예에 따른 비강체 정합 방법은, 기울기 및 방향 정보를 이용하여 유방피부와 흉근을 제거함으로써 유방 영역을 자동 분할하는 단계; 상기 자동 분할단계에 의해 분할된 유방 영역 내에 fuzzy C-means 군집화 기법을 이용하여 지방, 유선조직, 종양 및 혈관으로 유방조직을 분류하는 단계; 상기 분류단계에 의해 분류된 종양 정보 또는 타겟과 소스영상에서 조영 정도에 따른 밝기값 차이를 이용하여 종양의 위치를 자동 추출하고 밝기값 및 형태학적인 연산을 이용하여 종양 부위를 분할하는 단계; 상기 타겟과 소스영상 간 정규화된 상호정보 기반의 강체 정합을 수행하고, 조영제의 영향으로 서로 다른 밝기값을 갖게 되는 지방과 유선조직에 대하여 밝기값 보정을 수행하는 단계; 및 상기 종양 부위의 밝기값 차이로 인한 변형을 줄여주기 위해 상기 분할된 종양 부위에 강성 구조를 유지하도록 제약을 주고 각 유방조직별 정규화 가중치를 적용한 데몬기반 비강체 정합을 수행하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0006] 여기서, 조영제 주입 전 증강영상을 타겟(target)영상, 조영제 주입 후 증강영상을 소스(source)영상으로 정의하고, 상기 소스영상은 소정 간격으로 연속 촬영된 데이터 셋으로 구성될 수 있다.

[0007] 상기 자동 분할단계는, 예지와 같은 중요한 정보는 유지하면서 잡음을 제거할 수 있는 비등방성 확산 필터링(anisotropic diffusion filtering) 적용 후 유방 영역을 분할하고, 데이터마다 다르게 나타나는 유방조직의 조영 정도를 보정하기 위해 밝기값을 정규화시킨 후 조직 분류를 수행함으로써 유방 분할 및 조직 분류의 수행 정확성을 높일 수 있다.

- [0008] 상기 종양 부위 분할단계는, fuzzy C-mean clustering으로 분류된 종양 정보로부터 종양 부위의 위치를 알아낼 수 있고, 조영 정도가 낮아 분류된 종양 정보를 이용하여 종양 부위의 위치를 알아내기 어려운 경우 상기 타겟 및 소스영상 간 종양의 조영 차이를 이용하여 종양의 위치를 자동 추출할 수 있다.
- [0009] 상기 강체 정합 및 밝기값 보정단계는, 타겟 및 소스 영상의 밝기값 차이에 영향을 받지 않고 최적의 강체 변환을 구함으로써 전역적 움직임 보정을 할 수 있고, 이때 샘플링을 통해 계산량을 줄일 수 있으며, 밝기값 보정을 통해 소스영상에서 지방과 유선조직의 조영제의 영향을 보정할 수 있다.
- [0010] 상기 비강체 정합 수행단계는, 호흡 차이 및 심장 박동으로 인한 상기 타겟 및 소스 영상 내 유방 영역 간 종양 부위의 볼륨 및 형태 변형을 줄이면서 지역적 움직임을 보정할 수 있다.
- [0011] 전술한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 실시예에 따른 비강체 정합 시스템은, 기울기 및 방향 정보를 이용하여 유방피부와 흉근을 제거함으로써 유방 영역을 자동 분할하는 유방 분할부; 상기 유방 분할부에 의해 분할된 유방 영역 내에 fuzzy C-means 군집화 기법을 이용하여 지방, 유선조직, 종양 및 혈관으로 유방조직을 분류하는 조직 분류부; 상기 조직 분류부에 의해 분류된 종양 정보 또는 타겟과 소스영상에서 조영 정도에 따른 밝기값 차이를 이용하여 종양의 위치를 자동 추출하고 밝기값 및 형태학적인 연산을 이용하여 종양 부위를 분할하는 종양 분할부; 상기 타겟과 소스영상 간 정규화된 상호정보 기반의 강체 정합을 수행하고, 조영제의 영향으로 서로 다른 밝기값을 갖게 되는 지방과 유선조직에 대하여 밝기값 보정을 수행하는 정합 및 보정부; 및 상기 종양 부위의 밝기값 차이로 인한 변형을 줄여주기 위해 강성 구조를 유지하도록 제약을 주고 각 유방조직별 정규화 가중치를 적용한 데몬기반 비강체 정합을 수행하는 비강체 정합부;를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0012] 여기서, 조영제 주입 전 증강영상을 타겟(target)영상, 조영제 주입 후 증강영상을 소스(source)영상으로 정의하고, 상기 소스영상은 소정 간격으로 연속 촬영된 데이터 셋으로 구성될 수 있다.
- [0013] 상기 유방 분할부, 예지와 같은 중요한 정보는 유지하면서 잡음을 제거할 수 있는 비등방성 확산 필터링 (anisotropic diffusion filtering) 적용 후 유방 영역을 분할하고, 데이터마다 다르게 나타나는 유방조직의 조영 정도를 보정하기 위해 밝기값을 정규화시킨 후 조직 분류를 수행함으로써 유방 분할 및 조직 분류의 수행 정확성을 높일 수 있다.
- [0014] 상기 종양 분할부는, fuzzy C-mean clustering으로 분류된 종양 정보로부터 종양 부위의 위치를 알아낼 수 있고, 조영 정도가 낮아 분류된 종양 정보를 이용하여 종양 부위의 위치를 알아내기 어려운 경우 상기 타겟 및 소스영상 간 종양의 조영 차이를 이용하여 종양의 위치를 자동 추출할 수 있다.
- [0015] 상기 정합 및 보정부는, 타겟 및 소스 영상의 밝기값 차이에 영향을 받지 않고 최적의 강체 변환을 구함으로써 전역적 움직임을 보정할 수 있고, 이때 샘플링을 통해 계산량을 줄일 수 있으며, 밝기값 보정을 통해 소스영상에서 지방과 유선조직의 조영제의 영향을 보정할 수 있다.
- [0016] 상기 비강체 정합부는, 호흡 차이 및 심장 박동으로 인한 상기 타겟 및 소스 영상 내 유방 영역 간 종양 부위의 볼륨 및 형태 변형을 줄이면서 지역적 움직임을 보정할 수 있다.

발명의 효과

- [0017] 본 발명의 실시예에 따른 MR 영상에서 유방 및 종양 분할과 정합 방법 및 시스템은 종양의 악성 여부 진단 및 악성 종양의 치료 효과를 관찰하는데 효과적으로 이용될 수 있으며, X-ray, 초음파 등 다른 모달리티로 촬영된 유방 영상과의 정합을 통한 유방 및 종양 분석에 응용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0018] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 유방조직별 밝기값 보정 및 종양 강성 제약을 적용한 비강체 정합 방법을 나타낸 흐름도이다.
 도 2는 k값에 따른 비등방성 확산 필터링 결과를 비교한 도면이다.
 도 3은 유방영역 분할 과정을 나타낸 도면이다.

도 4는 유방조직 분류를 나타낸 도면이다.

도 5는 종양 위치 추출 및 분할 과정을 나타낸 도면이다.

도 6은 밝기값 보정 전후 히스토그램을 비교한 도면이다.

도 7은 종양 부위 강성 제약 적용 여부에 따른 비강체 정합 결과를 비교한 도면이다.

도 8은 밝기값 보정 및 종양 강성 제약의 적용 여부에 따른 비강체 정합 결과를 나타낸 도면이다.

도 9는 밝기값 보정 및 종양 강성 제약을 적용한 비강체 정합의 정확성 평가 결과를 나타낸 도면이다.

도 10은 강제 및 비강체 정합 수행시간을 나타낸 도면이다.

도 11은 본 발명의 실시예에 따른 유방조직별 밝기값 보정 및 종양 강성 제약을 적용한 비강체 정합 시스템을 개략적으로 도시한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0019] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 상세하게 설명한다. 이하의 설명에 있어서, 당업자에게 주지 자명한 기술에 대해서는 그 상세한 설명을 생략할 수 있다.
- [0020] 또한, 본 발명의 구성 요소를 설명하는 데 있어서, 동일한 명칭의 구성 요소에 대하여 도면에 따라 다른 참조부호를 부여할 수도 있으며, 서로 다른 도면임에도 불구하고 동일한 참조부호를 부여할 수도 있다. 그러나, 이와 같은 경우라 하더라도 해당 구성 요소가 실시예에 따라 서로 다른 기능을 갖는다는 것을 의미하거나, 서로 다른 실시예에서 동일한 기능을 갖는다는 것을 의미하는 것은 아니며, 각각의 구성 요소의 기능은 해당 실시예에서의 각각의 구성요소에 대한 설명에 기초하여 판단하여야 할 것이다.
- [0021] 또한, 본 발명의 실시예를 설명함에 있어, 관련된 공지 구성 또는 기능에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명은 생략할 수 있다.
- [0022] 또한, 본 발명의 구성 요소를 설명하는 데 있어서, 제 1, 제 2, A, B, (a), (b) 등의 용어를 사용할 수 있다. 이러한 용어는 그 구성 요소를 다른 구성 요소와 구별하기 위한 것일 뿐, 그 용어에 의해 해당 구성 요소의 본질이나 차례 또는 순서 등이 한정되지 않는다. 어떤 구성 요소가 다른 구성요소에 "연결", "결합" 또는 "접속" 된다고 기재된 경우, 그 구성 요소는 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되거나 접속될 수 있지만, 각 구성 요소 사이에 또 다른 구성 요소가 "연결", "결합" 또는 "접속"될 수도 있다고 이해되어야 할 것이다.
- [0023] DCE-MR 유방영상에서 유방의 지역적 움직임 보정하는 기존 연구로써 Rueckert 등은 b-스플라인 기반 자유 형태 변형을 이용한 비강체 정합을 제안하였다. 이 방법은 영상 간 유사성을 평가하기 위한 정규화된 상호정보식과 2차 미분을 이용한 스무딩 함수로 이루어진 비용함수를 최소화함으로써 최적의 변형 벡터들을 구하였다. 이 방법은 조영 전·후 증강영상에서 종양의 볼륨 및 형태 차이가 없지만 조영제로 인한 밝기값 변화로 변형되는 결과를 보였다.
- [0024] 이를 보정하기 위한 종양의 강성구조를 유지하는 다양한 비강체 정합 연구들이 제안되었다. Tanner 등은 b-스플라인 기반 비강체 정합을 수행할 때, 종양 부위에 해당하는 기준점(control point)들을 축이음(coupling) 시키고 주변 변형 벡터들의 평균 벡터를 구하여 종양 부위에 적용함으로써 종양 부위가 동일한 크기와 방향으로 강제 변환되도록 하였다. 또한, Rohlfing 등은 b-스플라인 기반 비강체 정합에서 최적화를 위한 비용함수를 정규화된 상호정보(normalized mutual information)와 야코비안 행렬식(Jacobian determinant)의 합으로 정의하였고, 비용함수를 최소화함으로써 종양 부위의 볼륨 및 형태 변형을 줄여주면서 비강체 정합을 수행하였다. 또한, Li 등은 방사상 기반 함수(radial basis function)를 이용한 밝기값 기반 비강체 정합 알고리즘을 제안하였다.
- [0025] 방사상 기반 함수는 조영 전·후 증강영상 내 대응되는 기준점을 정의하고 기준점 외의 픽셀들에 대하여 기준점과의 거리에 따라 지역적 변형을 보간해 주는 근사모델이다. 종양 볼륨 및 형태 변형을 줄여주기 위해 종양 부위에 대한 야코비안 행렬식을 비용함수에 추가하였다. 이와 같은 종양 부위에 강성 제약을 주는 방법들뿐 아니라, 조영 전·후 증강영상 간 조영제로 인한 밝기값의 차이를 줄여줌으로써 종양의 변형을 줄이고 비강체 정합 정확성을 높여주기 위한 연구들도 제안되었다. Sun 등은 밝기값 기반 비강체 정합에서 조영 전·후 증강영상에서 조건 확률 밝기값 함수(conditional probability density function)를 기반으로 밝기값의 평균과 분산을 이용하여 밝기값을 정규화 시켰다.
- [0026] 정규화된 밝기값을 가진 조영 전·후 증강영상에서 밝기값 차이를 이용하여 비용함수를 계산하였고, 종양과 같

은 일정 임계값 이상의 밝기값 차이를 갖는 영역은 계산하지 않음으로써 조영제의 영향으로 인한 잘못된 변형을 줄여주었다. Hayton 등은 MR 영상 촬영 시 유방 코일과 같은 인공물의 영향으로 인해 유방 내 동일 조직임에도 불구하고 다른 밝기값을 갖게 되는 문제를 편향 지역 보정(bias field correction)을 통해 보완한 후 비강체 정합을 수행하였다. 또한, Zheng 등은 graph cut을 이용하여 유방을 15개의 영역으로 분류하고 조영증강맵을 생성한 후, 조영 후 증강영상에서 조영증강맵을 이용하여 조영의 영향을 줄여준 후 비강체 정합을 수행하였다.

[0027] 본 발명에서는 조영 전·후 증강영상에서 유방조직별 밝기값을 보정하고 종양의 볼륨 및 형태 변형을 줄이면서 유방 영역의 움직임을 보정하기 위한 데모기반 비강체 정합 기법을 제안한다.

[0028] 조영 전·후 증강영상에서 유방조직마다 조영의 정도가 다르기 때문에 유방조직별 밝기값 보정을 수행하기 위해 기울기 및 방향 정보를 기반으로 유방 영역을 분할하고 fuzzy C-means clustering을 이용하여 조직을 분류한다. 또한 종양 부위에 강성 제약을 주기 위해 밝기값 및 형태 정보를 이용하여 종양 부위를 분할한다. 정규화된 상호정보 기반 강체 정합과 밝기값 보정 및 종양 강성 제약을 적용한 비강체 정합은 조영제의 영향으로 인해 발생할 수 있는 유방 영역의 변형을 줄이고 종양 부위는 강체 변환되면서 유방 영역은 변형시킴으로써 유방의 조영 전·후 증강영상 간 전역적, 지역적 움직임을 보정해 준다.

[0029] 도 1은 본 발명에서 제안하는 유방조직별 밝기값 보정 및 종양 강성 제약을 적용한 비강체 정합의 순서도이다. 조영제 주입 전 증강영상을 타겟(target)영상, 조영제 주입 후 증강영상을 소스(source)영상으로 정의하고, 소스영상은 84초 간격으로 연속 촬영된 네 개의 데이터 셋으로 구성된다. 본 발명에서 제안하는 비강체 정합 방법은 크게 네 단계로 구성된다.

[0030] 첫째, 기울기 및 방향 정보를 이용하여 유방피부와 흉근을 제거함으로써 유방 영역을 자동 분할하고 분할된 유방 영역 내에 fuzzy C-means 군집화 기법을 이용하여 지방, 유선조직, 종양 및 혈관으로 유방조직을 분류한다(S110). 둘째, 분류된 종양 정보 또는 타겟과 소스영상에서 조영정도에 따른 밝기값 차이를 이용하여 종양의 위치를 자동 추출하고 밝기값 및 형태학적인 연산을 이용하여 종양 부위를 분할한다(S120). 셋째, 타겟과 소스영상 간 정규화된 상호정보 기반 강체 정합을 수행하고 조영제의 영향으로 서로 다른 밝기값을 갖게 되는 지방과 유선조직에 대하여 밝기값 보정을 수행한다(S130). 넷째, 종양 부위의 밝기값 차이로 인한 변형을 줄여주기 위해 종양 부위에 강성 구조를 유지하도록 제약을 주고 각 유방조직별 정규화 가중치를 적용한 데모기반 비강체 정합을 수행한다(S140).

[0031] 먼저, 단계 S110 및 단계 S120의 과정을 살펴본다.

[0032] 조영제의 영향으로 인하여 타겟과 소스영상은 서로 다른 밝기값의 분포를 가지게 되고, 이는 데모기반 비강체 정합 수행 시 변형 되지 말아야할 영역에 변형을 발생시킬 수 있는 요인이 될 수 있다. 이러한 잘못된 변형의 발생을 줄여주기 위해 두 영상 내 동일 유방조직 간 밝기값 보정이 필요하고, 이를 위해서는 유방 영역의 분할과 조직 분류가 먼저 수행되어야 한다.

[0033] 유방 영역의 분할과 조직 분류는 동적조영증강 MR 영상에서 유방조직별 다른 조영의 정도를 보여주는 소스영상에서 수행한다. 유방 분할 및 조직 분류의 수행 정확성을 높여주기 위해 먼저 MR 영상에 비등방성 확산 필터링(anisotropic diffusion filtering)을 적용한다. 비등방성 확산 필터는 MR 영상 내 밝기값의 차이가 큰 에지와 같은 주요 정보에 대한 손실 정도를 줄이면서 잡음을 제거해 주는 필터링 기법으로 수학식 1 및 수학식 2를 이용하여 수행된다.

[0034] [수학식 1]

[0035]
$$\partial_t I = \text{div}(c(x, y, t) \nabla I) = \nabla c \cdot \nabla I + c(x, y, t) \Delta I$$

[0036] [수학식 2]

[0037]
$$c(\|\nabla I\|) = \frac{1}{1 + \frac{\|\nabla I\|^2}{k^2}}$$

[0038] 이때, Δ 는 라플라시안, ∇ 는 기울기, $\text{div}(\cdot)$ 는 발산 연산자를 의미한다. $c(x, y, t)$ 는 시간 t 에서 (x, y) 좌표의 발산 계수로서 일반적으로 영상의 기울기 함수가 사용된다. 수학식 2는 $c(x, y, t)$ 를 위해 정의된 기울기

함수이다. k 는 에지의 민감도를 조절하는 상수로써 0~1 사이의 값으로 정의된다.

- [0039] 도 2는 k 값에 따른 비등방성 확산 필터링의 결과를 보여준다. 도 2의 (a)는 원본 소스영상이고, 도 2의 (b), (c) 및 (d)는 50번의 동일한 반복횟수에서 k 값을 각 0.2, 0.5, 0.8로 주었을 때의 결과이다. k 값의 수치가 커질수록 상대적으로 잡음이 많이 제거되지만 영상이 스무딩되는 경향을 보이게 된다. 잡음을 제거하면서 영상이 많이 스무딩되지 않도록 하기 위하여 본 발명에서는 실험적으로 k 값을 0.5로 정의하였다.
- [0040] 도 3은 비등방성 확산 필터를 적용한 후에 각 슬라이스에서 유방 영역을 분할하는 과정을 보여준다.
- [0041] 도 3의 (a)는 공기-유방피부와 유방피부-유방의 경계점들을 추출하는 과정을 보여준다. 영상은 시상(sagittal) 방향으로 촬영되었고 공기 영역은 평균 0~50의 신호강도를 보이며 유방 피부영역은 150~450의 신호강도를 보인다. 이러한 조직별 밝기값의 차이를 이용하여 공기-유방피부 경계점을 추출하고, 추출된 공기-유방피부 경계점들로부터 유방 안쪽으로 5mm 내에서 법선 방향으로 기울기가 가장 큰 점을 유방피부-유방의 경계점으로 추출한다.
- [0042] 도 3의 (b)는 추출된 유방피부-유방의 경계점들을 b-스플라인을 이용하여 보간 후, 유방피부를 제거한 결과이다.
- [0043] 또한, 도 3의 (c)는 유방-흉근의 경계점들을 추출하는 과정을 보여준다. V형태로 관심 영역을 정의하고 선형 필터링(linear filtering)을 통해 기울기가 큰 수직선들을 추출한다. 점선으로 표시된 y 축 중심선에서 기울기가 가장 큰 한 점 (i, j)를 추출하고 위, 아래 양방향으로 기울기가 큰 점을 추적해 나간다. 이 때, 점 (i, j)의 x 좌표에서 왼쪽으로 2픽셀, 오른쪽으로 2픽셀 내에 존재하는 5개의 점 중 기울기가 가장 큰 점을 추적해 나감으로써 유방-흉근 경계점을 추출한다.
- [0044] 도 3의 (d)는 도 3의 (b)의 결과에서 추출된 유방-흉근 경계점들을 b-스플라인을 이용하여 보간한 후 흉근을 제거한 최종 유방 영역 분할 결과이다.
- [0045] 분할된 유방 영역 내에는 지방, 유선조직, 종양 및 혈관의 유방조직이 존재하게 되고 데이터마다 조영의 정도가 다르므로 분할된 유방 영역 내 최대 밝기값과 최소 밝기값을 0에서 1사이의 값으로 정규화 시킨다. 이 때, 전체 픽셀 수에서 하위 5%에 해당하는 픽셀은 0, 상위 5%에 해당하는 픽셀은 1의 값을 준다.
- [0046] 도 4의 (a)는 하나의 데이터에 대하여 분할된 유방 영역 내 밝기값을 정규화시킨 히스토그램이다. 소스영상에서 지방은 유선조직 및 종양에 비해 상대적으로 어두운 밝기값으로 나타나고 유선조직과 종양은 조영이 되어 상대적으로 밝은 밝기값으로 나타난다. 유방조직을 지방, 유선조직, 종양 및 혈관으로 분류하기 위해 fuzzy C-means 군집화 기법을 이용하여 6개의 계층으로 나눈다. 이때, 조직 간 분류가 잘 될 수 있도록 조영이 잘 된 소스영상에서 군집화 기법을 수행하는데 악성 종양을 가진 데이터는 첫 번째 소스영상에서 양성 종양을 가진 데이터는 네 번째 소스영상에서 수행하였다. 유방 내 각 픽셀은 6개의 계층에 대한 소속 확률을 갖게 되고 소속 확률들의 합은 1이 되어야 한다. 군집화를 위한 각 픽셀의 초기 소속 확률은 도 4(a)의 히스토그램을 이용하여 자동으로 정의해 준다. 정규화된 밝기값 히스토그램의 범위를 0.0, 0.0~0.25, 0.26~0.50, 0.51~0.75, 0.76~0.99, 1.0의 6개의 범위로 나누고 지방에 해당할 확률이 높은 정규화 수치 0.0에 해당하는 픽셀은 계층 1에 1.0의 소속 확률을 주고 0.0~0.25에 해당하는 픽셀은 계층 1, 2, 3에 각 0.25, 0.5, 0.25, 0.26~0.50에 해당하는 픽셀은 계층 1, 2, 3에 각 0.25, 0.25, 0.5의 소속 확률을 주었다. 유선조직에 해당할 확률이 높은 정규화 수치 0.51~0.75에 해당하는 픽셀은 계층 4, 5에 각 0.7, 0.3의 소속 확률을 주고 0.76~0.99에 해당하는 픽셀은 계층 4, 5에 각 0.3, 0.7의 소속 확률을 주었다. 종양에 해당할 확률이 높은 정규화 수치 1.0에 해당하는 픽셀은 계층 6에 1.0의 소속 확률을 주었다. 각 계층의 소속 확률이 높은 픽셀들에 대하여 평균 밝기값을 구하고 각 픽셀의 밝기값과 각 계층의 평균 밝기값 간 차이에 따라 각 계층에 속할 소속 확률이 반복적으로 계산된다. 이 때, 이전에 계산된 소속 확률과 현재 계산된 소속 확률의 차이가 일정 수치(0.01) 이하로 거의 변하지 않으면 수렴하게 되고 각 픽셀은 6개의 계층 중 소속 확률이 가장 큰 계층으로 분류된다. 도 4의 (b)는 fuzzy C-means 군집화를 통해 6개의 계층(3개의 유방조직)으로 분류된 결과이다.
- [0047] 다음에, 단계 S130의 과정을 살펴본다.
- [0048] 비강체 정합 수행 시 종양에 강성 제약을 주기 위해서는 종양 부위를 알아야 하므로 종양 분할이 수행되어야 한다. 단계 S120에서 분류된 종양 부위는 작게 분할되는 경향을 보이고 혈관을 포함하고 있으므로 종양 부위를 정확하게 분할하는 것이 필요하다.
- [0049] 양성 종양과 같이 종양 부위의 조영 정도가 낮아 단계 S120에서 분류된 종양 정보를 이용하여 종양 부위의 위치

를 알아내기 어려운 경우, 타겟 및 소스영상 간 중앙의 조영 차이를 이용하여 중앙의 위치를 자동 추출한다.

[0050] 도 5는 중앙 위치를 자동 추출하고 분할하는 과정을 보여준다.

[0051] 중앙 위치를 자동으로 추출하기 위하여 도 5의 (a)와 같이 소스영상에서 타겟영상의 밝기값을 뺀으로써 차영상을 생성하고, 잡음을 제거하기 위하여 도 5의 (b)와 같이 평균 필터링(mean filtering)을 수행한다. 그리고 작은 컴포넌트들을 제거해 주기 위해 도 5의 (c)와 같이 회색조 열림 연산(gray-scale opening operation)을 수행한다. 히스토그램 분석을 통해 픽셀 수를 가장 많이 차지하는 최고(peak) 밝기값 $\times 0.5$ 로 임계값을 자동 정의하고 정의된 임계값을 이용하여 이진 영상으로 만든 후 3D 연결 성분 라벨링(connected component labeling)을 통해 가장 볼륨 크기가 큰 컴포넌트를 선택한다. 이때, 폐, 심장과 같은 내부조직이 크기가 가장 큰 컴포넌트로 선택되는 것을 방지하기 위해 앞서 단계 S110에서 분할된 유방 영역 내에서 컴포넌트를 선택한다. 도 5의 (d)는 선택된 컴포넌트를 이진 영상으로 보여준 결과이고 이 영역이 중앙의 위치가 된다. 도 5의 (e)와 같이 fuzzy C-means clustering으로 분류된 중앙 부위 또는 차영상을 이용하여 선택된 컴포넌트의 최적볼륨에서 1.5배 큰 볼륨을 중앙의 관심영역으로 정의한다. 그리고 소스영상에서 추출된 중앙 부위를 씨앗점으로 중앙의 관심영역 내에서 3D 영역성장법을 수행함으로써 초기 중앙 부위를 분할한다. 중앙 내부에는 괴사로 인하여 조영이 되지 않은 영역이 나타날 수 있는데 이러한 영역을 중앙 영역으로 포함시켜 주기 위해 홀 채움을 수행한다. 홀 채움은 중앙 관심영역 내에서 초기 중앙 분할 영역이 아닌 배경을 씨앗점으로 3D 영역성장법을 수행한 후에 결과를 반전시킴으로써 도 5의 (f)와 같은 결과를 얻는다. 중앙과 연결되어 있는 혈관을 제거해 주기 위해 형태학적 연산인 닫힘 연산을 수행함으로써 도 5의 (g)와 같이 중앙을 분할한다.

[0052] 다음에, 단계 S140의 과정을 살펴본다.

[0053] 타겟 및 소스영상은 일정 시간 간격(84초 간격으로 실행될 수 있다)으로 다른 시점에서 촬영되기 때문에 호흡 차이 및 심장 박동 등으로 인한 위치 및 회전 차이가 발생할 수 있다. 이러한 전역적 움직임을 보정하기 위해 강제 정합을 수행한다.

[0054] 본 발명에서는 타겟 및 소스영상의 밝기값 차이에 영향을 받지 않고 최적의 강제 변환 벡터를 구하기 위해 밝기값의 분포를 이용하는 정규화된 상호정보 기반 강제 정합을 수행한다. 이 때, 계산량을 줄여주기 위해 원본 영상에서 x, y축으로 4픽셀, z축으로 슬라이스 2장 간격으로 샘플링하여 정규화된 상호정보를 계산한다.

[0055] 유선조직은 지방에 비해 상대적으로 더 많이 조영되기 때문에 타겟 및 소스영상 간 밝기값 차이가 크게 나타나고, 반면에 지방은 유선조직에 비해 조영 정도가 크지 않다. 이와 같이 유방조직별 조영 정도가 다르기 때문에 강제정합 수행 후 수학적 3을 이용하여 각 유방조직(지방, 유선조직)별 밝기값 보정을 수행한다.

[0056] [수학적식 3]

$$V'_s(x) = V_s(x) - (P_s - P_t)$$

[0057]

[0058] x는 중앙 부위를 제외한 지방 또는 유선조직에 해당하는 픽셀들을 의미하고 $V_s(x)$ 와 $V'_s(x)$ 는 각각 원본 소스영상의 밝기값과 보정 후 소스영상의 밝기값을 의미한다. P_s 는 소스영상 내 지방 또는 유선조직의 히스토그램에서 픽셀 수를 가장 많이 차지하는 최고(peak) 밝기값을, P_t 는 타겟영상 내 대응되는 조직의 히스토그램에서 최고 밝기값을 의미한다.

[0059] 소스 및 타겟영상의 최고 밝기값의 차이를 이용한 히스토그램 매칭을 수행함으로써 소스영상의 밝기값을 보정하고 밝기값 보정 후 0 이하의 밝기값을 갖는 픽셀에 대해서는 0의 밝기값을 갖는다. 또한, 유방조직 경계에서 나타나는 불연속적인 밝기값을 연속적으로 만들어 주기 위해 가우시안 마스크를 이용한 밝기값 스무딩을 수행한다.

[0060] 도 6은 밝기값 보정 전과 후에 타겟 및 소스영상에서 대응되는 지방과 유선조직의 히스토그램을 분석한 것이다. 도 6의 (a)는 타겟영상과 조영 후 촬영된 4개의 소스영상에서의 히스토그램을 분석한 결과이다. 또한, 도 6의 (b)는 밝기값 보정 후 타겟 및 소스영상의 히스토그램으로 소스영상들의 밝기값 분포가 타겟영상과 유사해졌음을 보여준다.

[0061] 마지막으로, 단계 S150의 과정을 살펴본다.

[0062] 호홉 차이 및 심장 박동으로 인한 타겟 및 소스 영상 내 유방 영역 간 지역적 움직임을 보정하기 위하여 비강체 정합이 필요하다. 종양 부위의 조영제의 영향으로 인한 밝기값 차이는 데몬기반 비강체 정합 수행 시 종양의 형태 및 볼륨을 변형시킨다. 이를 해결하기 위하여 본 발명에서는 분할된 종양 부위에 강성 제약을 적용한 데몬기반 비강체 정합을 수행한다.

[0063] 소스영상의 유방 영역은 타겟영상의 유방 영역과 유사하게 변형되고 유방 내 종양 부위를 제외한 각 픽셀들의 변형 벡터 $u(x)$ 는 수학식 4와 같이 계산된다.

[0064] [수학식 4]

$$u(x) = (V_t(x) - V_s(T(x))) \left((1-\beta) \frac{\nabla V_t}{\|\nabla V_t\|^2 + \alpha^2 (V_t(x) - V_s(T(x)))^2} + \beta \frac{\nabla V_s}{\|\nabla V_s\|^2 + \alpha^2 (V_t(x) - V_s(T(x)))^2} \right)$$

[0065] 이때, $V_t(x)$ 와 $V_s(T(x))$ 는 각각 타겟영상의 유방 영역과 강체 변환된 소스영상의 유방 영역에서 픽셀 x 의 밝기값을 의미하고, ∇V_t 와 ∇V_s 는 타겟영상과 소스영상에서 기울기이며, $\|\cdot\|$ 는 기울기의 크기를 의미한다. α 와 β 는 가중치로써 각 0.5로 정의하였다. 데몬기반 비강체 정합에서 기울기는 변형 벡터의 방향을, 두 영상 간 밝기값 차이는 변형 벡터의 크기를 결정하게 된다. 두 영상 간 밝기값 차이가 클수록 변형 벡터의 크기가 커지게 되므로 타겟 및 소스영상에서 조영제의 영향으로 인해 발생하는 종양의 밝기값 차이는 변형 벡터로 인해 종양의 형태 및 볼륨을 변형시키는 요인이 된다.

[0066] 도 7의 (a)는 데몬기반 비강체 정합을 수행한 결과로써 종양의 볼륨이 축소되고 형태가 변형되었음을 알 수 있다. 종양 부위에 강성 제약을 주기 위해 도 7의 (b)와 같이 종양 부위의 경계로부터 진과된 종양 주변 영역(3mm)을 정의하고 수학식 5를 이용하여 종양 주변 영역에 해당하는 픽셀들의 평균 변형 벡터를 구한다.

[0067] [수학식 5]

$$u_{tumor} = \frac{1}{N} \sum_{x \in \Omega} u(x)$$

[0068] 이때, Ω 는 종양 주변 영역을 의미하고 N 은 해당 영역의 픽셀 개수를 의미한다. 종양 부위에 해당하는 모든 픽셀은 동일한 방향과 크기를 갖는 변형 벡터 u_{tumor} 를 갖게 되므로 종양 부위의 강성 구조를 유지하게 된다.

[0069] 유방은 연조직(soft tissue)이므로 한 픽셀에서의 변형 벡터는 주변 변형 벡터들과 겹치지 않고 연속적으로 나타나야 한다. 이러한 변형 벡터의 정규화(regularization)를 위해 가우시안 마스크를 이용한 벡터 스무딩(smoothing)을 수행하였고 종양, 종양 주변 영역, 유선조직, 지방, 그 밖의 영역에 따라 각 1.0, 0.7, 0.5, 0.3, 0.0의 정규화 가중치를 주었다. 종양 부위는 가장 높은 가중치를 주고 종양으로부터 거리가 멀어질수록 낮은 가중치를 주며, 가중치가 높을수록 벡터 스무딩의 정도를 크게 함으로써 강성 구조를 유지하고 가중치가 낮을수록 벡터 스무딩의 정도를 작게 함으로써 변형이 많이 일어날 수 있도록 하였다.

[0070] 비강체 정합은 비용함수가 최소화되고 이전과 현재 시점에서 구해진 비용함수 수치가 임계값(0.05) 이하로 거의 변화가 없을 때까지 반복되며 비용함수는 수학식 6과 같이 정의된다.

[0071] [수학식 6]

$$CF = \sum_{x \in \Gamma} |V_s(x) - V_t(x)| + \alpha \frac{1}{N} \sum_{x \in \Phi} |\log(J(x))|$$

[0072] Γ 는 유방 영역, V_t 와 V_s 는 타겟과 소스영상에서 픽셀 x 의 밝기값을 의미한다. Φ 는 종양 부위, N 은 종양 부위의 전체 픽셀 개수이다. α 는 가중치로써 본 발명에서는 1.0으로 정의하였다. J 는 야코비의 행렬식이므로써 픽셀 x 에 대하여 J 의 절대값이 1보다 크면 x 의 주변이 확장, 1보다 작으면 축소, 1이면 변화 없음을 의미한다. 이를 통해 종양 볼륨의 변형 정도를 측정할 수 있으며 수치가 커질수록 종양 부위가 많이 변형되었음을 의미하기 때문에 CF 가 최소화되도록 비강체 정합을 수행함으로써 종양 부위의 변형을 줄여준다.

[0076] 본 실험은 TR=4.9초, TE=1.83초, flip angle=12°, FOV=170×170mm의 시퀀스로 셋팅된 Siemens Sonata 1.5T로 촬영한 하나의 약성 또는 양성 종양을 가지고 있는 총 6명의 환자 데이터에 대하여 수행하였다. 각 실험데이터는 조영제 주입 전과 주입 후 84초 간격으로 연속 촬영된 총 5개의 DCE-MR 볼륨 영상들로 이루어져 있으며 네 개 데이터의 영상 크기는 448×448픽셀, 픽셀 크기는 0.38×0.38mm²이다. 다른 두 개 데이터의 영상 크기는 896×896픽셀, 픽셀 크기는 0.19×0.19mm²로 해당 데이터는 0.38×0.38mm²의 픽셀 크기를 갖는 448×448픽셀의 영상으로 크기를 줄여 실험하였다. 슬라이스 간격은 1.0~1.4mm이고 슬라이스 장수는 96장이다.

[0077] 본 발명에서 제안한 밝기값 보정 및 종양 강성 제약을 적용한 비강체 정합 방법을 평가하기 위하여 육안 평가, 정확성 평가 및 수행시간 측정 결과를 분석하였다.

[0078] 도 8은 약성 및 양성 종양을 가진 환자데이터에 대하여 비강체 정합 전과 밝기값 보정 및 종양 강성 제약의 적용 여부에 따른 비강체 정합 후의 결과를 보여준다.

[0079] 도 8의 (a)와 (e)는 각각 소스영상과 타겟영상을 보여준다. 소스영상 내 종양, 유선조직 등은 조영제의 영향으로 인하여 타겟영상 내 대응되는 조직들에 비해 밝게 나타난다. 도 8의 (b)는 강체 정합 후 변환된 소스영상으로 이동 및 회전 변환과 함께 전역적 움직임 차이가 보정되었으나 그 정도가 크지 않아 원본 소스영상과 유사한 결과를 보인다.

[0080] 또한, 도 8의 (c)는 기존의 데몬기반 비강체 정합을 수행한 후에 변형된 소스영상으로, 조영제 차이로 인한 소스와 타겟 영상 간 밝기값 차이가 변형 벡터를 발생시킴으로써 종양의 볼륨 및 형태가 변형되었다. 그러나 제안한 밝기값 보정 및 종양 강성 제약을 적용한 비강체 정합을 수행한 후에는 그림 8(d)와 같이 종양의 볼륨 및 형태 변형이 거의 발생하지 않았다.

[0081] 도 8의 (f)-(i)는 (a)-(d)의 소스영상과 타겟영상 도 8의 (e) 간의 차 영상으로 두 영상 간 정합 오차를 보여준다. 도 8의 (h)와 (i)를 비교하였을 때, 기존 데몬기반 비강체 정합에 비해 제안 방법이 종양을 제외한 유방 영역의 조영제 및 움직임 차이를 더 잘 보정하였고 종양 부위의 볼륨 및 형태 변형이 거의 발생하지 않아 조영제에 의한 밝기값 차이를 보다 명확하게 보여줌을 알 수 있다.

[0082] 밝기값 보정 및 종양 강성 제약의 적용 여부에 따른 비강체 정합의 결과를 비교하기 위하여 유방 전체 영역에 대한 밝기값 차이(SSD: sum of squared difference) 수치를 측정하였다. 소스와 타겟영상 간 SSD는 수학적 식 7을 이용하여 계산된다.

[0083] [수학적 식 7]

$$SSD(u, v) = \frac{1}{N} \sum_{x \in \Gamma} [u(x) - v(T(x))]^2$$

[0084]

[0085] 이때, u와 v는 각각 소스와 타겟영상을 의미한다. x는 타겟영상에서 유방 전체 영역(Γ) 내 복셀들의 3D 좌표이고 N은 유방 영역 내 복셀들의 전체 개수이며 T(x)는 비강체 정합 후 복셀 x의 좌표이다. 밝기값 차이는 두 영상 간 정합의 정확성이 높을수록 낮은 수치를 보이게 된다.

[0086] 도 9는 SSD 측정 결과를 보여준다. 데이터 당 측정된 수치는 타겟영상과 4개의 소스영상 간 비강체 정합을 수행한 후에 평균으로 계산되었다. 도 9에서 6개 데이터에 대한 SSD의 초기 오차는 평균 28.53±6.20이었고 강체 정합 후에는 27.40±5.88로 약간 감소하였다. 기존 데몬기반 비강체 정합 후에는 24.56±5.50까지 SSD 수치가 줄어들었으나, 도 8의 (h)에서 보여지는 것과 같이 종양의 볼륨 및 형태가 심하게 축소되었다. 제안한 밝기값 보정 및 종양 강성 제약을 적용한 비강체 정합 후에는 조영제의 영향으로 인해 발생하게 되는 잘못된 변형 벡터의 발생이 줄어들고 유방 영역이 변형됨으로써 SSD 수치가 10.55±4.29까지 감소하였다. 이는 초기 SSD 수치보다 기존 데몬기반 비강체 정합 방법은 13.9%, 제안 방법은 63.0% 감소한 결과로써 제안한 밝기값 보정 및 종양 강성 제약을 적용한 비강체 정합 기법이 조영제의 영향 없이 유방의 전역 및 지역적인 움직임을 보정함으로써 정합 정확성을 높일 수 있음을 보여준다.

[0087] 소스영상에서 조영된 종양은 밝은 밝기값을 보이고 타겟영상에서 조영되지 않은 종양은 어두운 밝기값으로 나타나므로, 밝은 밝기값의 종양이 어두운 밝기값으로 비강체 정합되면 종양의 볼륨이 줄어들게 된다. 종양 볼륨을 유지하기 위한 종양 강성 제약의 효과를 평가하기 위하여, 강체 및 비강체 정합 전과 후의 종양 볼륨 축소율을

수학식 8을 이용하여 측정하였다.

[0088] [수학식 8]

$$V(\%) = \frac{V_{after} - V_{before}}{V_{before}} \times 100$$

[0089]

이때, V_{after} 와 V_{before} 는 각각 정합 전과 후의 소스영상에서 자동 분할된 종양 볼륨의 복셀 수를 의미한다.

[0091]

표 1은 6개 데이터에 대하여 종양 볼륨 축소율을 보여준다.

[0092]

[표 1]

Subject	초기 상태	강체 정합 후	기존 데몬기반 비강체 정합 후 (종양 볼륨 축소율(%))	제안한 비강체 정합 후 (종양 볼륨 축소율(%))
1	3464	3464	2476 (-28.51)	3106 (-10.33)
2	5153	5153	3525 (-31.60)	4365 (-15.29)
3	22991	22991	14103 (-38.66)	21314 (-7.29)
4	10613	10613	6914 (-34.86)	9682 (-8.77)
5	12708	12708	7213 (-43.24)	11824 (-6.95)
6	4768	4768	2699 (-43.39)	4403 (-7.65)

[0093]

강체 정합 후에는 종양 볼륨의 변화가 없었고 기존 데몬기반 비강체 정합 후에는 평균 36.71%까지 종양 볼륨이 축소되었다. 그러나 제안한 밝기값 보정 및 종양 강성 제약을 적용한 비강체 정합 수행 후에는 9.38%의 종양 볼륨 축소율을 보임으로써 종양 강성 제약을 적용하지 않았을 때에 비해 27.33%의 종양 볼륨의 축소를 방지할 수 있었다. 종양 강성 제약 적용 후 나타나는 종양 볼륨의 축소는 종양 주변 영역의 변형 벡터가 정규화 되면서 종양의 경계 부분에 영향을 주었기 때문에 나타났다.

[0095]

도 10은 6개의 데이터에 대하여 강체 및 비강체 정합의 수행시간을 보여준다. 강체 정합의 수행시간은 31.88에서 47.16초의 범위를 보였고 평균과 표준편차는 33.29 ± 1.93 초였다. 강체 정합 시, x, y축으로 4픽셀, z축으로 슬라이스 2장 간격으로 샘플링을 적용하여 최적화를 수행함으로써 샘플링 적용 전에 비해 계산량을 32배까지 감소시킬 수 있었다. 제안한 비강체 정합의 수행시간은 64.63에서 107.14초의 범위를 보였고 평균과 표준편차는 84.81 ± 11.05 초였다. 이때, 유방 영역에 해당하는 복셀에 대해서만 변형 벡터를 계산하기 때문에 제안한 비강체 정합의 수행시간은 환자의 유방 크기에 영향을 받게 된다.

[0096]

본 발명에서는 동적조영증강 MR 유방영상에서 종양의 관류 분석을 위한 조영 전후 증강영상 간 전역적, 지역적 움직임 보정 방법을 제안하였다. 샘플링을 적용한 정규화된 상호정보 기반 강체 정합은 조영제로 인한 밝기값 차이에도 견고하게 전역적 움직임을 보정할 수 있었다. 유방조직별 밝기값 보정을 위해 유방스킨과 흉근을 제거함으로써 유방 영역을 분할하고 분할된 유방 영역 내 조직을 fuzzy C-means 군집화 기법을 이용하여 지방, 유선 조직, 종양 및 혈관으로 분류하였다. 또한 종양 강성 제약을 주기위해 밝기값 및 형태 정보를 이용하여 종양 부위를 분할하였다. 유방조직별 밝기값 보정 및 종양 강성 제약을 적용한 비강체 정합은 유방 영역 내 조영제의 영향으로 인해 발생할 수 있는 변형을 줄임으로써 정합 정확성을 높여주었고 종양 부위가 강성 구조를 유지하면서 강체 변환되도록 함으로써 비강체 정합 시 종양의 변형을 줄여 주었다. 실험결과, 조영 전후 증강영상 간 초기 밝기값 차이는 28.53 ± 6.2 에서 비강체 정합 후에 10.55 ± 4.3 으로 63%까지 감소하였고, 종양 강성 제약을 적용한 후에 적용 전보다 27.33%의 종양 볼륨의 축소를 방지할 수 있었다. 강체 정합의 평균 수행 시간은 33.29 ± 1.93 초였고 비강체 정합의 평균 수행 시간은 84.81 ± 11.05 초를 보였다.

[0097]

본 발명에서 제안한 MR 영상에서 유방 및 종양 분할과 정합 방법은 종양의 악성 여부 진단 및 악성 종양의 치료 효과를 관찰하는데 효과적으로 이용될 수 있으며, X-ray, 초음파 등 다른 모달리티로 촬영된 유방 영상과의 정합을 통한 유방 및 종양 분석에 응용될 수 있다.

[0098]

한편, 도 1의 유방조직별 밝기값 보정 및 종양 강성 제약을 적용한 비강체 정합 방법은 도 11에 도시한 바와 같은 비강체 정합 시스템에 의해 구현될 수도 있다. 이 경우, 비강체 정합 시스템은 유방 분할부(210), 조직 분류

부(220), 중앙 분할부(230), 정합 및 보정부(240) 및 비강체 정합부(250)를 포함할 수 있다.

[0099] 여기서, 유방 분할부(210), 조직 분류부(220), 중앙 분할부(230), 정합 및 보정부(240) 및 비강체 정합부(250)는 각각 단계 S110, 단계 S120, 단계 S130, 단계 S140 및 단계 S150를 기능 및 동작을 수행할 수 있으며, 여기서는 그 상세한 설명을 생략한다.

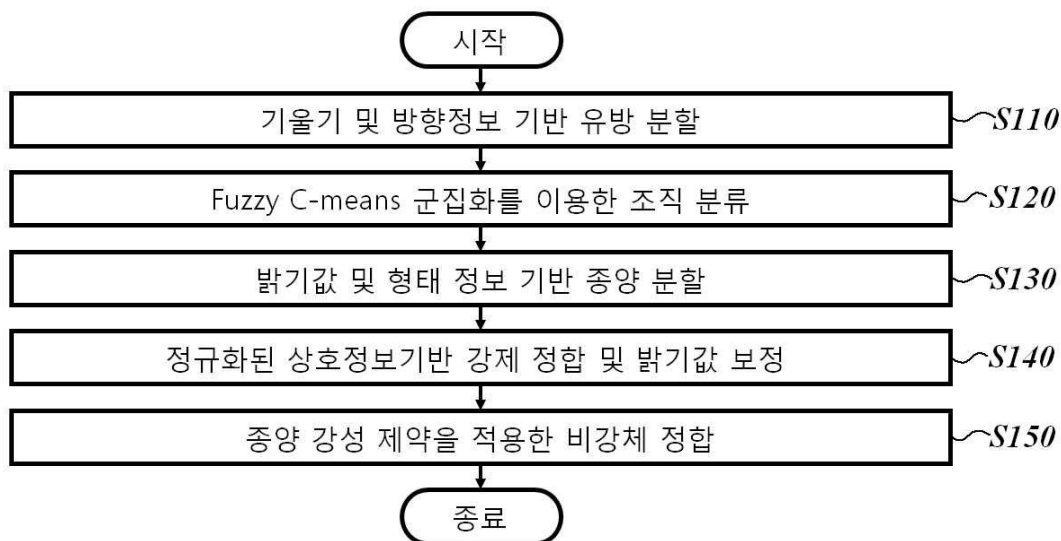
[0100] 이상에서, 본 발명의 실시예를 구성하는 모든 구성 요소들이 하나로 결합하거나 결합하여 동작하는 것으로 기재되어 있다고 해서, 본 발명이 반드시 이러한 실시예에 한정되는 것은 아니다. 즉, 본 발명의 목적 범위 안에서라면, 그 모든 구성 요소들이 하나 이상으로 선택적으로 결합하여 동작할 수도 있다. 또한, 그 모든 구성 요소들이 각각 하나의 독립적인 하드웨어로 구현될 수 있지만, 각 구성 요소들의 그 일부 또는 전부가 선택적으로 조합되어 하나 또는 복수 개의 하드웨어에서 조합된 일부 또는 전부의 기능을 수행하는 프로그램 모듈을 갖는 컴퓨터 프로그램으로서 구현될 수도 있다. 또한, 이와 같은 컴퓨터 프로그램은 USB 메모리, CD 디스크, 플래시 메모리 등과 같은 컴퓨터가 읽을 수 있는 저장매체(Computer Readable Media)에 저장되어 컴퓨터에 의하여 읽혀지고 실행됨으로써, 본 발명의 실시예를 구현할 수 있다. 컴퓨터 프로그램의 저장매체로서는 자기 기록매체, 광 기록매체, 캐리어 웨이브 매체 등이 포함될 수 있다.

[0101] 또한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함한 모든 용어들은, 상세한 설명에서 다르게 정의되지 않는 한, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 갖는다. 사전에 정의된 용어와 같이 일반적으로 사용되는 용어들은 관련 기술의 문맥상의 의미와 일치하는 것으로 해석되어야 하며, 본 발명에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.

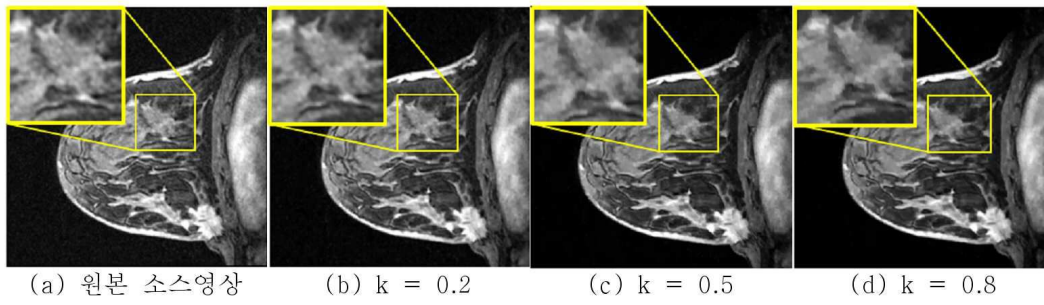
[0102] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 또한, 본 발명에 개시된 실시예들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이며, 이러한 실시예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 따라서, 본 발명의 보호 범위는 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 균등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

도면

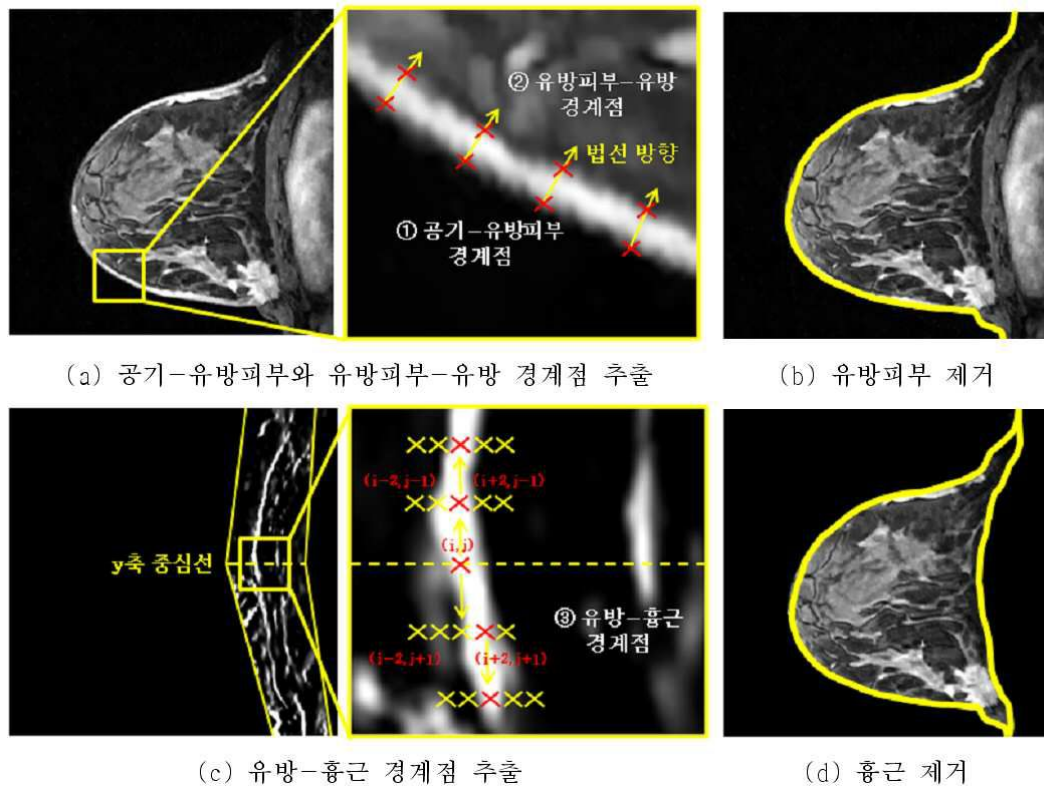
도면1



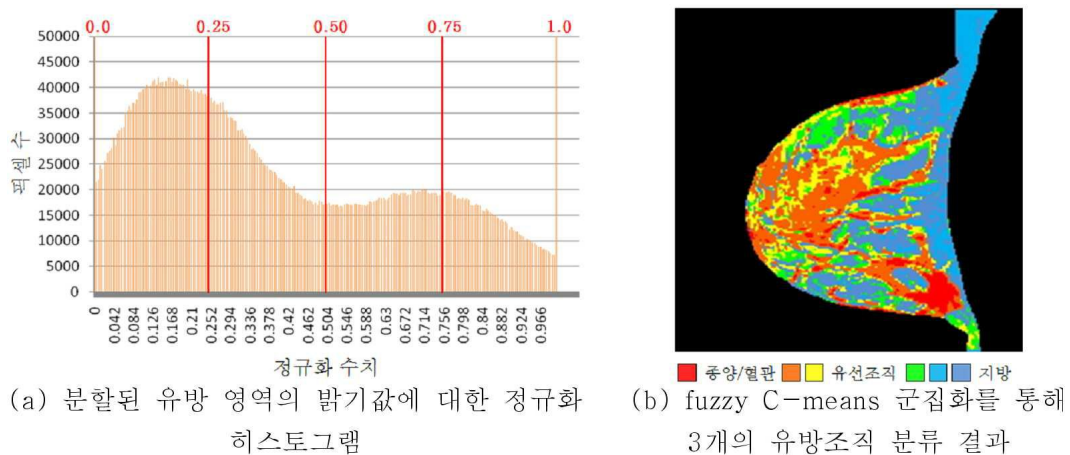
도면2



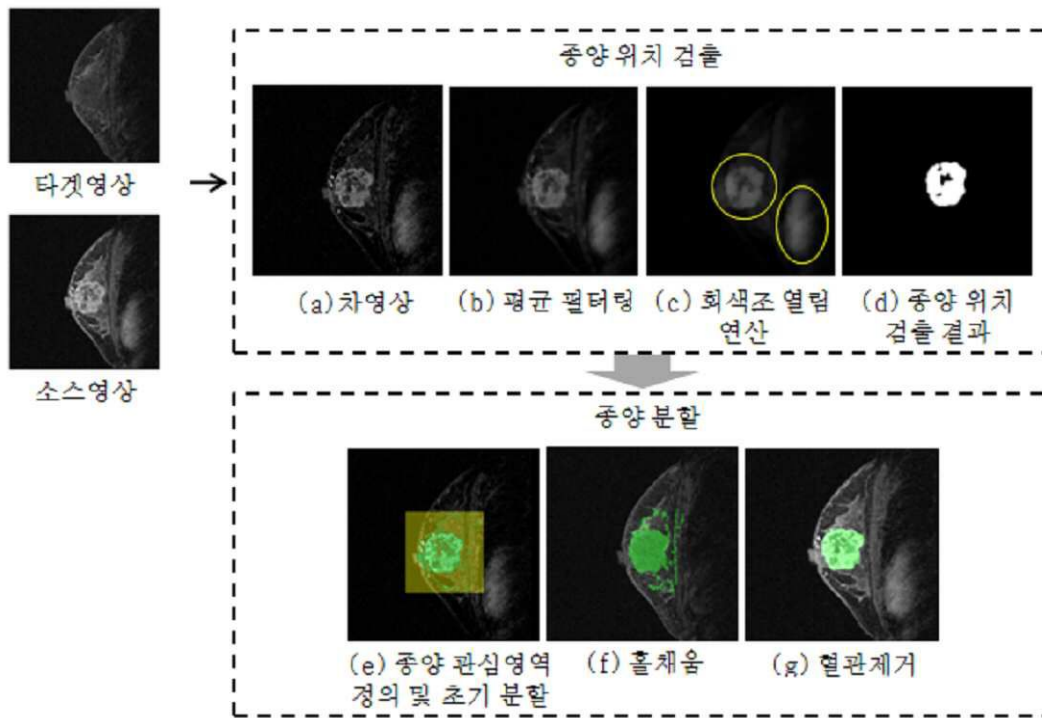
도면3



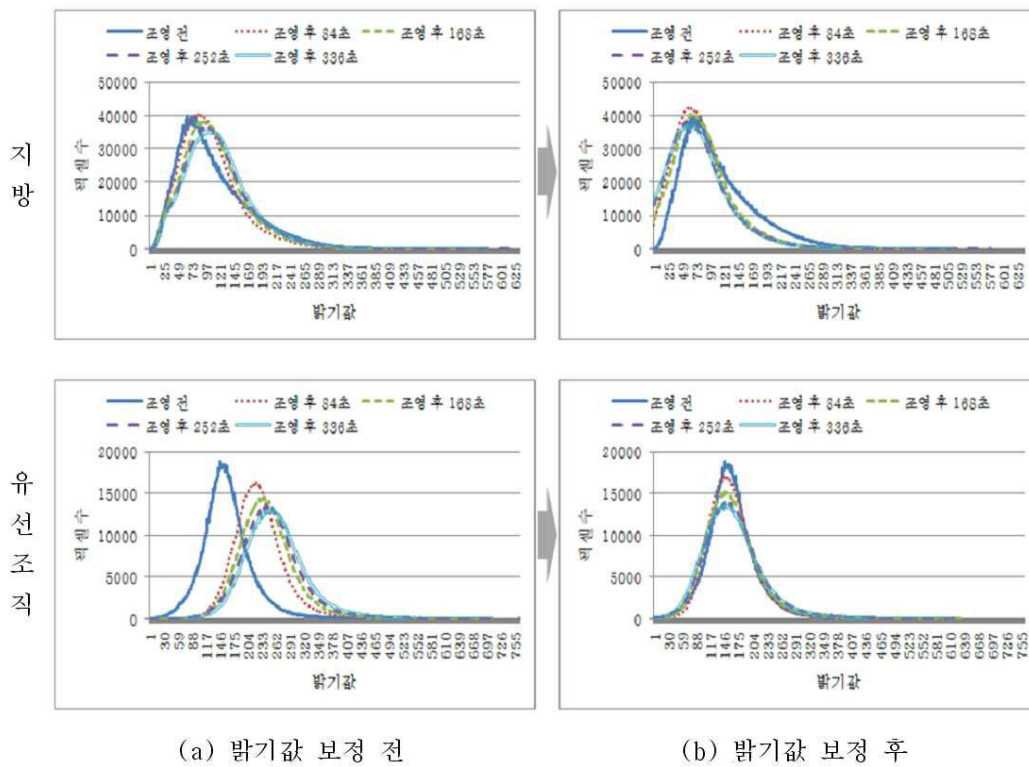
도면4



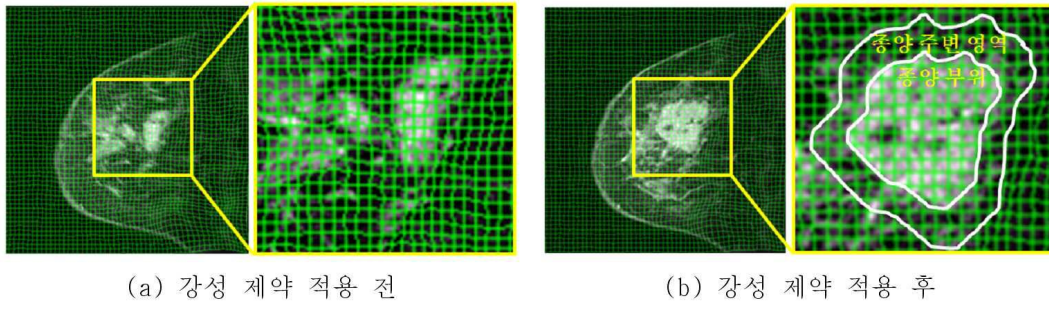
도면5



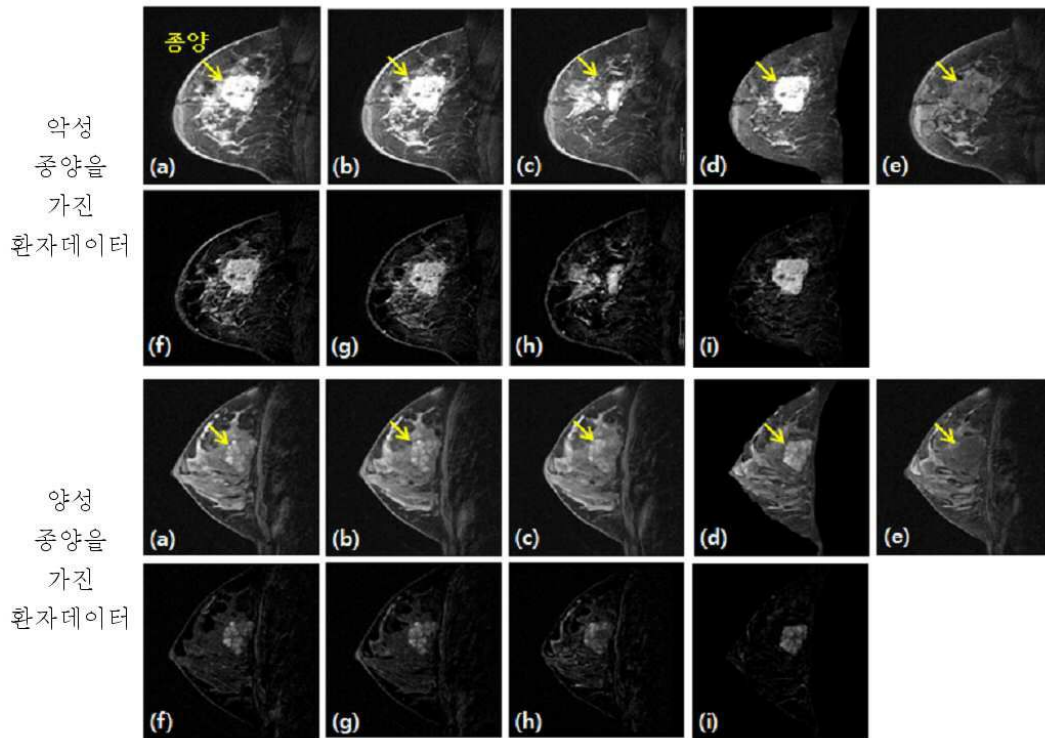
도면6



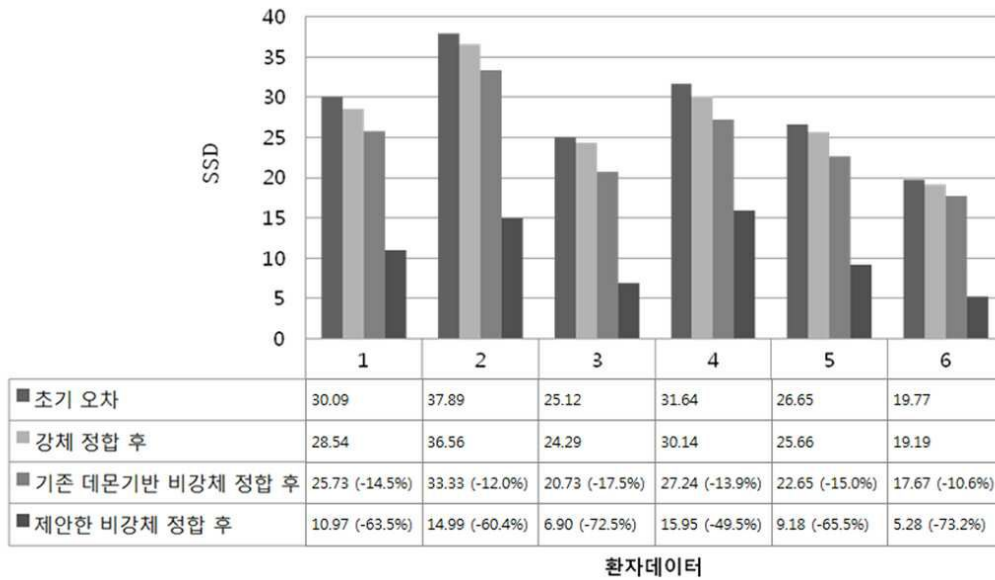
도면7



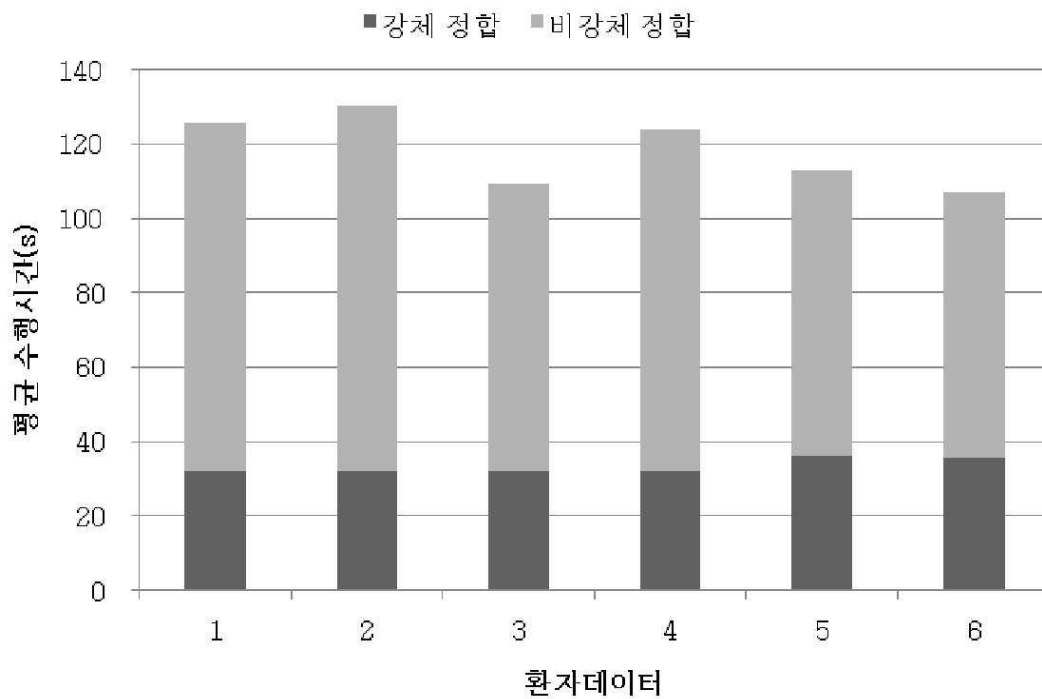
도면8



도면9



도면10



도면11

