



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2022년03월16일  
(11) 등록번호 10-2375910  
(24) 등록일자 2022년03월14일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61N 5/10 (2006.01) A61B 6/00 (2006.01)  
A61B 8/08 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
A61N 5/1049 (2013.01)  
A61B 6/5247 (2020.08)  
(21) 출원번호 10-2020-0025920  
(22) 출원일자 2020년03월02일  
심사청구일자 2020년03월02일  
(65) 공개번호 10-2021-0110981  
(43) 공개일자 2021년09월10일  
(56) 선행기술조사문헌  
JP2008212691 A  
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자  
연세대학교 산학협력단  
서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)  
(72) 발명자  
이호  
서울특별시 강남구 언주로 211(도곡동)  
이익재  
서울특별시 강남구 언주로 211(도곡동)  
(74) 대리인  
특허법인우인

전체 청구항 수 : 총 16 항

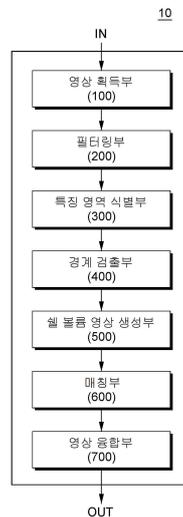
심사관 : 최혜영

(54) 발명의 명칭 초음파 영상유도 방법 및 장치

(57) 요약

본 발명에 따르면, 측정하고자 하는 대상체에 대한 조영 증강된 CT 영상과 초음파 영상을 획득하고, 필터링 된 초음파 영상에서 혈관 패턴이 포함된 특징 영역을 식별하여, 상기 특징 영역에 대한 셀 볼륨 영상을 생성하고, 상기 CT 영상과 상기 셀 볼륨 영상의 유사도 지수를 계산하여 방사선 치료 중 변화하는 병소부위 및 주변의 해부학적 구조를 확인하는 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치가 개시된다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 8/0891 (2013.01)  
 A61B 8/5261 (2013.01)  
 A61B 8/5269 (2013.01)  
 A61N 5/1038 (2013.01)  
 A61N 5/1039 (2013.01)  
 A61N 2005/1058 (2013.01)  
 A61N 2005/1061 (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌

KR1020090127091 A\*  
 KR1020090127100 A  
 KR1020090127101 A  
 KR1020150027637 A  
 KR1020150045885 A  
 KR1020170086311 A\*

\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	2017M2A2A6A01070330
부처명	미래창조과학부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	방사선기술개발사업
연구과제명	차세대 영상유도 방사선 치료를 위한 고속 고화질 단일선원 이중에너지 콘빔 CT 영
상화 기술 개발	
기 여 율	1/2
과제수행기관명	연세대학교 산학협력단
연구기간	2017.09.21 ~ 2020.02.29

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	2019R1I1A1A01062157
부처명	교육부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	학문균형발전지원사업
연구과제명	딥 콘빔형 전산화 단층촬영 영상 생성을 위한 핵심 기술 개발
기 여 율	1/2
과제수행기관명	연세대학교 산학협력단
연구기간	2019.06.01 ~ 2022.05.31

**명세서**

**청구범위**

**청구항 1**

측정하고자 하는 대상체에 대하여 조영 증강된 CT 영상과 초음파 영상을 획득하는 단계;

상기 초음파 영상을 필터링하여 노이즈를 제거하는 단계;

필터링 된 초음파 영상에서 혈관 패턴이 포함된 특징 영역을 식별하는 단계;

상기 특징 영역의 경계를 검출하여 상기 특징 영역의 에지 영상을 추출하는 단계;

상기 에지 영상을 이용하여 상기 특징 영역의 경계로부터 셀 볼륨 영상을 생성하는 단계; 및

상기 CT 영상과 상기 셀 볼륨 영상의 유사도 지수를 계산하는 단계;를 포함하며,

상기 유사도 지수를 계산하는 단계는, 상기 CT 영상과 상기 셀 볼륨 영상을 중첩하기 위해 상기 셀 볼륨 영상을 변환하기 위한 제1 파라미터와, 제2 파라미터 각각에 따른 상기 셀 볼륨 영상과 상기 CT 영상간의 유사도 지수를 계산하고, 상기 유사도 지수에 따라 상기 제1 파라미터와 상기 제2 파라미터를 결정하며,

상기 제1 파라미터와 제2 파라미터를 설정값으로 하여 상기 CT 영상과 상기 초음파 영상을 융합하는 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상유도 방법.

**청구항 2**

제1항에 있어서,

상기 필터링 된 초음파 영상에서 혈관 패턴이 포함된 특징 영역을 식별하는 단계는,

상기 혈관 패턴 영역의 씨드 포인트(seed point)를 검출하는 단계; 및

상기 씨드 포인트를 이용하여 밝기값의 차이가 작은 영역끼리 통합하는 과정을 반복하여, 밝기값의 차이가 큰 영역만을 분할하여 특징 영역으로 식별하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상유도 방법.

**청구항 3**

제1항에 있어서,

상기 특징 영역의 경계를 검출하여 상기 특징 영역의 에지 영상을 추출하는 단계는,

상기 특징 영역에 경계 검출 알고리즘을 적용하여 특징점들을 추출하고, 상기 특징점들로 에지 영상을 추출하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상유도 방법.

**청구항 4**

제3항에 있어서,

상기 에지 영상을 이용하여 상기 특징 영역에 대한 셀 볼륨 영상을 생성하는 단계는,

상기 에지 영상에 챔퍼(Chamfer) 거리지도를 적용하여 삼차원의 거리 지도로 변환하고, 상기 특징점들로부터 기 설정된 거리 내에 있는 복셀들을 셀 볼륨 영상으로 추출하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상유도 방법.

**청구항 5**

삭제

**청구항 6**

제1항에 있어서,

상기 유사도 지수를 계산하는 단계는,

상기 CT 영상과 추출한 상기 셀 볼륨 영상이 중첩된 영역 내 밝기값 관계를 확률밀도 계산을 통해 위치를 탐색하는 유사도 평가함수를 이용하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상유도 방법.

**청구항 7**

제1항에 있어서,  
 상기 유사도 지수를 계산하는 단계는,  
 미리 결정된 상기 제1 파라미터와 제2 파라미터를 기반으로 상기 특징 영역의 셀 볼륨 영상을 변환하는 단계;  
 변환된 셀 볼륨 영상과 상기 CT 영상의 조인트 히스토그램을 생성하여 중첩 영역을 비교하는 단계;  
 유사도 평가함수를 이용하여 상기 조인트 히스토그램의 엔트로피를 계산한 결과에 따라 중첩 정도를 계산하는 단계; 및  
 상기 중첩 정도에 따라 상기 제1 파라미터와 제2 파라미터를 조정하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상유도 방법.

**청구항 8**

제7항에 있어서,  
 상기 중첩 정도를 계산하는 단계는,  
 상기 셀 볼륨 영상과 상기 CT 영상 각각의 조인트 히스토그램의 엔트로피를 계산하여 합산한 값과, 조인트 히스토그램의 중첩된 영역의 엔트로피를 계산한 값을 비교하여 산출하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상유도 방법.

**청구항 9**

제7항에 있어서,  
 상기 융합 단계는,  
 상기 중첩 정도에 따라 상기 제1 파라미터와 제2 파라미터를 조정하는 단계 이후,  
 상기 제1 파라미터와 제2 파라미터를 설정값으로 하여 상기 CT 영상과 상기 초음파 영상을 융합하는 것으로 이루어지는 것을 특징으로 하는 초음파 영상유도 방법.

**청구항 10**

측정하고자 하는 대상체에 대하여 조영 증강된 CT 영상과 초음파 영상을 획득하는 영상 획득부;  
 상기 초음파 영상을 필터링 하여 노이즈를 제거하는 필터링부;  
 필터링 된 초음파 영상에서 혈관 패턴이 포함된 특징 영역을 식별하는 특징 영역 식별부;  
 상기 특징 영역의 경계를 검출하여 상기 특징 영역의 에지 영상을 추출하는 경계 검출부;  
 상기 에지 영상을 이용하여 상기 특징 영역의 경계로부터 셀 볼륨 영상을 생성하는 셀 볼륨 영상 생성부;  
 상기 셀 볼륨 영상을 변환하기 위한 제1 파라미터와, 제2 파라미터 각각에 따른 상기 셀 볼륨 영상과 상기 CT 영상간의 유사도 지수를 계산하고, 상기 유사도 지수에 따라 상기 제1 파라미터와 상기 제2 파라미터를 결정하는 매칭부; 및  
 상기 파라미터를 설정값으로 하여 상기 CT 영상과 상기 초음파 영상을 융합하는 영상 융합부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상유도 장치.

**청구항 11**

제10항에 있어서,  
 상기 필터링부는,  
 상기 초음파 영상에서 발생하는 스펙클 노이즈를 제거하고, 상기 측정하고자 하는 대상체에 대해 객체의 경계

부분의 밝기를 조절하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상유도 장치.

**청구항 12**

제10항에 있어서,

상기 특징 영역 식별부는,

상기 혈관 패턴 영역의 씨드 포인트(seed point)를 검출하고, 상기 씨드 포인트를 이용하여 밝기값의 차이가 작은 영역끼리 통합하는 과정을 반복하여, 밝기값의 차이가 큰 영역만을 분할하여 특징 영역으로 식별하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상유도 장치.

**청구항 13**

제10항에 있어서,

상기 경계 검출부는,

상기 특징 영역에 경계 검출 알고리즘을 적용하여 특징점들을 추출하고, 상기 특징점들로 에지 영상을 추출하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상유도 장치.

**청구항 14**

제13항에 있어서,

상기 쉘 볼륨 영상 생성부는,

상기 에지 영상에 챔퍼(Chamfer) 거리지도를 적용하여 삼차원의 거리 지도로 변환하고, 상기 특징점들로부터 기 설정된 거리 내에 있는 복셀들을 쉘 볼륨 영상으로 추출하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상유도 장치.

**청구항 15**

제10항에 있어서,

상기 매칭부는, 상기 CT 영상과 추출한 상기 쉘 볼륨 영상이 중첩된 영역 내 밝기값 관계를 확률밀도 계산을 통해 위치를 탐색하는 유사도 평가함수를 이용하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상유도 장치.

**청구항 16**

제10항에 있어서,

상기 매칭부는, 미리 결정된 상기 제1 파라미터와 제2 파라미터를 기반으로 상기 특징 영역의 쉘 볼륨 영상을 변환하고, 변환된 쉘 볼륨 영상과 상기 CT 영상의 조인트 히스토그램을 생성하여 중첩 영역을 비교하며, 유사도 평가함수를 이용하여 상기 조인트 히스토그램의 엔트로피를 계산한 결과에 따라 중첩 정도를 계산하고, 상기 중첩 정도에 따라 상기 제1 파라미터와 제2 파라미터를 조정하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상유도 장치.

**청구항 17**

제16항에 있어서,

상기 매칭부는, 상기 쉘 볼륨 영상과 상기 CT 영상 각각의 조인트 히스토그램의 엔트로피를 계산하여 합산한 값과, 중첩된 영역의 조인트 히스토그램의 엔트로피를 계산한 값을 비교하여 상기 중첩 정도를 계산하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상유도 장치.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 초음파 영상유도 장치에 관한 것으로, 특히 방사선 치료에 이용되는 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 현 방사선 치료는 선형 가속기에 부착된 평판(flat panel) 형태의 X-선(X-ray) 검출기를 통해 방사선 치료 직전 획득된 X-선 영상들을 이용하여 환자의 CBCT 영상 생성 후 모의 CT (CT simulator) 영상과의 비교를 통해 환자 자세를 교정하고 치료를 진행한다. 하지만, 연조직(soft tissue) 대조도가 낮은 CBCT와 같은 X-선 기반 영상 유도 장치에서는 간을 시각화 할 수는 있지만 병변이나 간의 중요한 내부 해부학적 구조인 혈관을 명확하게 구분하기 어렵기 때문에 간암 환자 방사선 치료 시 기하학적 불확실성이 증가하여 종양 주변 정상 간 조직에 많은 양의 방사선이 전달될 수 있다.

[0003] 최근 개발된 실시간 초음파 영상 기술은 3차원 CT영상과 2차원 초음파 영상을 융합하여 병변의 위치를 실시간 추적이 가능하다. 하지만 기존 기술의 경우 2차원 초음파 단면 영상과의 융합으로 인해 3차원적인 방사선 분포에 대한 평가가 어려운 문제점이 있다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0004] 본 발명은 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치로, 측정하고자 하는 대상체에 대한 조영 증강된 CT 영상과 초음파 영상을 획득하고, 필터링 된 초음파 영상에서 혈관 패턴이 포함된 특징 영역을 식별하여, 상기 특징 영역의 경계로부터 셀 볼륨 영상을 생성하고, 상기 CT 영상과 상기 셀 볼륨 영상의 유사도 지수를 계산하여 방사선 치료 중 변화하는 병소부위 및 주변의 해부학적 구조를 확인하는데 그 목적이 있다.

[0005] 본 발명의 명시되지 않은 또 다른 목적들은 하기의 상세한 설명 및 그 효과로부터 용이하게 추론할 수 있는 범위 내에서 추가적으로 고려될 수 있다.

**과제의 해결 수단**

[0006] 상기 과제를 해결하기 위해, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법은, 측정하고자 하는 대상체에 대하여 조영 증강된 CT 영상과 초음파 영상을 획득하는 단계, 상기 초음파 영상을 필터링하여 노이즈를 제거하는 단계, 필터링 된 초음파 영상에서 혈관 패턴이 포함된 특징 영역을 식별하는 단계, 상기 특징 영역의 경계를 검출하여 상기 특징 영역의 에지 영상을 추출하는 단계, 상기 에지 영상을 이용하여 상기 특징 영역의 경계로부터 셀 볼륨 영상을 생성하는 단계 및 상기 CT 영상과 상기 셀 볼륨 영상의 유사도 지수를 계산하는 단계를 포함한다.

[0007] 여기서, 상기 필터링 된 초음파 영상에서 혈관 패턴이 포함된 특징 영역을 식별하는 단계는, 상기 혈관 패턴 영역의 씨드 포인트(seed point)를 검출하는 단계 및 상기 씨드 포인트를 이용하여 밝기값의 차이가 작은 영역끼리 통합하는 과정을 반복하여, 밝기값의 차이가 큰 영역만을 분할하여 특징 영역으로 식별하는 단계를 포함한다.

[0008] 여기서, 상기 특징 영역의 경계를 검출하여 상기 특징 영역의 에지 영상을 추출하는 단계는, 상기 특징 영역에 경계 검출 알고리즘을 적용하여 특징점들을 추출하고, 상기 특징점들로 에지 영상을 추출한다.

[0009] 여기서, 상기 에지 영상을 이용하여 상기 특징 영역에 대한 셀 볼륨 영상을 생성하는 단계는, 상기 에지 영상에 챔퍼(Chamfer) 거리지도를 적용하여 삼차원의 거리 지도로 변환하고, 상기 특징점들로부터 기 설정된 거리 내에 있는 복셀들을 셀 볼륨 영상으로 추출한다.

[0010] 여기서, 상기 유사도 지수를 계산하는 단계는, 상기 CT 영상과 상기 셀 볼륨 영상을 중첩하기 위해 상기 셀 볼륨 영상을 변환하기 위한 제1 매칭 파라미터와, 제2 매칭 파라미터 각각에 따른 상기 셀볼륨 영상과 상기 CT 영상간의 유사도 지수를 계산하고, 상기 유사도 지수에 따라 상기 제1 매칭 파라미터와 상기 제2 매칭 파라미터를 결정한다.

[0011] 여기서, 상기 유사도 지수를 계산하는 단계는, 상기 CT 영상과 추출한 상기 셀 볼륨 영상이 중첩된 영역 내 밝기값 관계를 확률밀도 계산을 통해 위치를 탐색하는 유사도 평가함수를 이용한다.

[0012] 여기서, 상기 유사도 지수를 계산하는 단계는, 미리 결정된 상기 제1 파라미터와 제2 파라미터를 기반으로 상기 특정 영역의 셀 볼륨 영상을 변환하는 단계, 변환된 셀 볼륨 영상과 상기 CT 영상의 조인트 히스토그램을 생성하여 중첩 영역을 비교하는 단계, 유사도 평가함수를 이용하여 상기 조인트 히스토그램의 엔트로피를 계산한 결과에 따라 중첩 정도를 계산하는 단계 및 상기 중첩 정도에 따라 상기 제1 파라미터와 제2 파라미터를 조정하는 단계를 포함한다.

- [0013] 여기서, 상기 중첩 정도를 계산하는 단계는, 상기 쉘 볼륨 영상과 상기 CT 영상 각각의 조인트 히스토그램의 엔트로피를 계산하여 합산한 값과, 조인트 히스토그램의 중첩된 영역의 엔트로피를 계산한 값을 비교하여 산출한다.
  - [0014] 여기서, 상기 중첩 정도에 따라 상기 제1 파라미터와 제2 파라미터를 조정하는 단계 이후, 상기 제1 파라미터와 제2 파라미터를 설정값으로 하여 상기 CT 영상과 상기 초음파 영상을 융합하는 단계를 더 포함한다.
  - [0015] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 장치는, 측정하고자 하는 대상체에 대하여 조영 증강된 CT 영상과 초음파 영상을 획득하는 영상 획득부, 상기 초음파 영상을 필터링 하여 노이즈를 제거하는 필터링부, 필터링 된 초음파 영상에서 혈관 패턴이 포함된 특징 영역을 식별하는 특징 영역 식별부, 상기 특징 영역의 경계를 검출하여 상기 특징 영역의 에지 영상을 추출하는 경계 검출부, 상기 에지 영상을 이용하여 상기 특징 영역의 경계로부터 쉘 볼륨 영상을 생성하는 쉘 볼륨 영상 생성부, 상기 쉘 볼륨 영상을 변환하기 위한 제1 매칭 파라미터와, 제2 매칭 파라미터 각각에 따른 상기 쉘 볼륨 영상과 상기 CT 영상간의 유사도 지수를 계산하고, 상기 유사도 지수에 따라 상기 제1 매칭 파라미터와 상기 제2 매칭 파라미터를 결정하는 매칭부 및 상기 파라미터를 설정값으로 하여 상기 CT 영상과 추출한 상기 초음파 영상을 융합하는 영상 융합부를 포함한다.
  - [0016] 여기서, 상기 필터링부는, 상기 초음파 영상에서 발생하는 스펙클 노이즈를 제거하고, 상기 환부에 대해 객체의 경계 부분의 밝기를 조절한다.
  - [0017] 여기서, 상기 특징 영역 식별부는, 상기 혈관 패턴 영역의 씨드 포인트(seed point)를 검출하고, 상기 씨드 포인트를 이용하여 밝기값의 차이가 작은 영역끼리 통합하는 과정을 반복하여, 밝기값의 차이가 큰 영역만을 분할하여 특징 영역으로 식별한다.
  - [0018] 여기서, 상기 경계 검출부는, 상기 특징 영역에 경계 검출 알고리즘을 적용하여 특징점들을 추출하고, 상기 특징점들로 에지 영상을 추출한다.
  - [0019] 여기서, 상기 쉘 볼륨 영상 생성부는, 상기 에지 영상에 챔퍼(Chamfer) 거리지도를 적용하여 삼차원의 거리 지도로 변환하고, 상기 특징점들로부터 기 설정된 거리 내에 있는 복셀들을 쉘 볼륨 영상으로 추출한다.
  - [0020] 여기서, 상기 매칭부는, 상기 CT 영상과 추출한 상기 쉘 볼륨 영상이 중첩된 영역 내 밝기값 관계를 확률밀도 계산을 통해 위치를 탐색하는 유사도 평가함수를 이용한다.
  - [0021] 여기서, 상기 매칭부는, 미리 결정된 상기 제1 파라미터와 제2 파라미터를 기반으로 상기 특정 영역의 쉘 볼륨 영상을 변환하고, 변환된 쉘 볼륨 영상과 상기 CT 영상의 조인트 히스토그램을 생성하여 중첩 영역을 비교하며, 유사도 평가함수를 이용하여 상기 조인트 히스토그램의 엔트로피를 계산한 결과에 따라 중첩 정도를 계산하고, 상기 중첩 정도에 따라 상기 제1 파라미터와 제2 파라미터를 조정한다.
  - [0022] 여기서, 상기 매칭부는, 상기 쉘 볼륨 영상과 상기 CT 영상 각각의 조인트 히스토그램의 엔트로피를 계산하여 합산한 값과, 중첩된 영역의 조인트 히스토그램의 엔트로피를 계산한 값을 비교하여 상기 중첩 정도를 계산한다.
- 발명의 효과**
- [0023] 이상에서 설명한 바와 같이 본 발명의 실시예들에 의하면, 측정하고자 하는 대상체에 대한 조영 증강된 CT 영상과 초음파 영상을 획득하고, 필터링 된 초음파 영상에서 혈관 패턴이 포함된 특징 영역을 식별하여, 상기 특징 영역의 경계로부터 쉘 볼륨 영상을 생성하고, 상기 CT 영상과 상기 쉘 볼륨 영상의 유사도 지수를 계산하여 방사선 치료 중 변화하는 병소부위 및 주변의 해부학적 구조를 확인할 수 있다.
  - [0024] 또한, 인체에 해가 없고 간편하게 시행할 수 있는 초음파 영상을 해부학적 정보를 제공하는 CT 영상과 융합하여 간 내부 혈관 영역과 병변 부위에 대한 다각적인 이해를 도와주며, 특히 시간의 경과에 따라 대상의 변이 추적 이 가능하여 방사선 치료 직전 및 이후 경과의 분석에도 효과적으로 사용 될 수 있다.
  - [0025] 여기에서 명시적으로 언급되지 않은 효과라 하더라도, 본 발명의 기술적 특징에 의해 기대되는 이하의 명세서에서 기재된 효과 및 그 잠정적인 효과는 본 발명의 명세서에 기재된 것과 같이 취급된다.

**도면의 간단한 설명**

- [0026] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 장치의 블록도이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치의 처리 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 3 내지 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법을 나타낸 흐름도이다.
- 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치의 스펙클 잡음 제거 적용 방법을 예로 들어 도시한 것이다.
- 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치의 필터링 기술 적용 방법을 예로 들어 도시한 것이다.
- 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치의 특징점 추출 방법을 예로 들어 도시한 것이다.
- 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치의 셀 볼륨 추출 과정을 예로 들어 도시한 것이다.
- 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치의 셀 볼륨을 이용한 강제정합 과정을 예로 들어 도시한 것이다.
- 도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치의 3D 초음파 영상과 CT 영상간 융합을 예로 들어 도시한 것이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0027] 이하, 본 발명에 관련된 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치에 대하여 도면을 참조하여 보다 상세하게 설명한다. 그러나, 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며, 설명하는 실시예에 한정되는 것이 아니다. 그리고, 본 발명을 명확하게 설명하기 위하여 설명과 관계없는 부분은 생략되며, 도면의 동일한 참조부호는 동일한 부재임을 나타낸다.
- [0028] 이하의 설명에서 사용되는 구성요소에 대한 접미사 "모듈" 및 "부"는 명세서 작성의 용이함만이 고려되어 부여되거나 혼용되는 것으로서, 그 자체로 서로 구별되는 의미 또는 역할을 갖는 것은 아니다.
- [0029] 본 발명은 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치에 관한 것이다.
- [0030] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 장치의 블록도이다.
- [0031] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 장치(10)는 영상 획득부(100), 필터링부(200), 특징 영역 식별부(300), 경계 검출부(400), 셀 볼륨 영상 생성부(500), 매칭부(600), 영상 융합부(700)를 포함한다.
- [0032] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 장치(10)는 초음파 영상과 치료계획용 3-D CT 영상을 정합하여 방사선 치료 중 변화하는 병소부위 및 주변의 해부학적 구조를 볼 수 있도록 하는 장치이다.
- [0033] 방사선치료의 기술적 발전이 3차원 방사선치료 (3D conformal therapy)에서 세기조절 방사선치료(intensity modulated radiation therapy; IMRT), 정위적 체부 방사선 치료 (stereotactic body radiation therapy; SBRT)등의 고난도 방사선 치료로 발전하고 있다.
- [0034] SBRT는 치료 횟수를 1회 내지 3-4회 정도로 나누어 조사함으로써 치료 기간을 획기적으로 단축시킬 수 있고, 정밀한 치료 설계를 통해 종양 국소 제어율을 높이면서도 부작용을 줄일 수 있는 반면 12~60Gy의 고선량 방사선이 조사되기 때문에 기존 방사선 치료에 비해 환자의 위치 설정에 더 높은 정확성을 요구한다.
- [0035] 간암 환자치료를 위한 콘빔형전산화단층촬영(CBCT) 기반 영상유도 방사선치료(IGRT)는 한계점이 있는데, 현 방사선 치료는 선형 가속기에 부착된 평판(flat panel) 형태의 X-선(X-ray) 검출기를 통해 방사선 치료 직전 획득된 X-선 영상들을 이용하여 환자의 CBCT 영상 생성 후 모의 CT (CT simulator) 영상과의 비교를 통해 환자 자세를 교정하고 치료를 진행한다. 하지만, 연조직(soft tissue) 대조도가 낮은 CBCT와 같은 X-선 기반 영상 유도 장치에서는 간을 시각화 할 수는 있지만 병변이나 간의 중요한 내부 해부학적 구조인 혈관을 명확하게 구분하기 어렵기 때문에 간암 환자 방사선 치료 시 기하학적 불확실성이 증가하여 종양 주변 정상 간 조직에 많은 양의

방사선이 전달될 수 있다.

- [0036] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 장치(10)는 초음파 영상과 CT영상을 이용하는 것으로, 초음파 영상은 신호대잡음비율 (SNR: Signal-to-noise ratio)과 해상도가 다른 영상 모달리티에 비해 상대적으로 낮으나, 인체에 해가 없고 연조직 대조도가 우수하여 간 내부 구조인 혈관을 구분할 수 있을 뿐 아니라 저가로 실시간 영상획득이 가능하다는 장점이 있다. 따라서, 간암 환자의 치료 계획 목적으로 CT 영상과 삼차원 초음파 영상을 획득하고, 방사선 치료 이전 또는 이후에 획득된 실시간 초음파 영상을 치료 계획용 CT 영상 또는 초음파 영상과 영상융합을 지원함으로써 방사선 치료 중 변화하는 병소부위 및 주변의 해부학적 구조를 함께 볼 수 있다.
- [0037] 영상 획득부(100)는 측정하고자 하는 대상체에 대한 조영 증강된 CT 영상과 초음파 영상을 획득한다. 본 발명의 일 실시예에서 측정하고자 하는 대상체는 환부를 의미하며 예를 들어, 간을 측정할 수 있다.
- [0038] 필터링부(200)는 상기 초음파 영상을 필터링 하여 노이즈를 제거하며, 구체적으로, 상기 초음파 영상에서 발생하는 스펙클 노이즈를 제거하고, 상기 환부에 대해 객체의 경계 부분의 밝기를 조절한다.
- [0039] 스펙클 노이즈 제거 적용 방법은 하기 도 6에서 상세히 설명한다.
- [0040] 특징 영역 식별부(300)는 필터링 된 초음파 영상에서 혈관 패턴이 포함된 특징 영역을 식별한다.
- [0041] 특징 영역 식별부(300)는 상기 혈관 패턴 영역의 씨드 포인트(seed point)를 검출하고, 상기 씨드 포인트를 이용하여 밝기값의 차이가 작은 영역끼리 통합하는 과정을 반복하여, 밝기값의 차이가 큰 영역만을 분할하여 특징 영역으로 식별한다.
- [0042] 경계 검출부(400)가 상기 특징 영역의 경계를 검출하여 상기 특징 영역의 에지 영상을 추출한다.
- [0043] 경계 검출부(400)는 상기 특징 영역에 경계 검출 알고리즘을 적용하여 특징점들을 추출하고, 상기 특징점들로 에지 영상을 추출한다.
- [0044] 특징점 추출 방법은 하기 도 8에서 상세히 설명한다.
- [0045] 셀 볼륨 영상 생성부(500)가 상기 에지 영상을 이용하여 상기 특징 영역의 경계로부터 셀 볼륨 영상을 생성한다.
- [0046] 셀 볼륨 영상 생성부(500)는 상기 에지 영상에 챔퍼(Chamfer) 거리지도를 적용하여 삼차원의 거리 지도로 변환하고, 상기 특징점들로부터 기 설정된 거리 내에 있는 복셀들을 셀 볼륨 영상으로 추출한다.
- [0047] 셀 볼륨 추출 과정은 하기 도 9에서 상세히 설명한다.
- [0048] 매칭부(600)는 셀 볼륨 영상을 변환하기 위한 제1 매칭 파라미터와, 제2 매칭 파라미터 각각에 따른 상기 셀 볼륨 영상과 상기 CT 영상간의 유사도 지수를 계산하고, 상기 유사도 지수에 따라 상기 제1 매칭 파라미터와 상기 제2 매칭 파라미터를 결정한다.
- [0049] 여기서, 제1 매칭 파라미터와 상기 제2 매칭 파라미터는 셀볼륨 영상과, CT 영상을 비교하고 미리 결정된 기준을 만족시키기 위한 값이다.
- [0050] 제1 매칭 파라미터는 x, y, z축 평행이동을 위한 이동 좌표값을 이용하며, 제2 매칭 파라미터는 3차원 회전각, 3차원상에서의 구좌표계나, 원기둥 좌표계 상에서의 파라미터 정의도 가능하다.
- [0051] 매칭부(600)는 상기 CT 영상과 추출한 상기 셀 볼륨 영상이 중첩된 영역 내 밝기값 관계를 확률밀도 계산을 통해 위치를 탐색하는 유사도 평가함수를 이용한다. 구체적으로 매칭부는, 미리 결정된 상기 제1 파라미터와 제2 파라미터를 기반으로 상기 특정 영역의 셀 볼륨 영상을 변환하고, 변환된 셀 볼륨 영상과 상기 CT 영상의 조인트 히스토그램을 생성하여 중첩 영역을 비교하며, 유사도 평가함수를 이용하여 상기 조인트 히스토그램의 엔트로피를 계산한 결과에 따라 중첩 정도를 계산하고, 상기 중첩 정도에 따라 상기 제1 파라미터와 제2 파라미터를 조정한다.
- [0052] 매칭부는, 상기 셀 볼륨 영상과 상기 CT 영상 각각의 조인트 히스토그램의 엔트로피를 계산하여 합산한 값과, 중첩된 영역의 조인트 히스토그램의 엔트로피를 계산한 값을 비교하여 상기 중첩 정도를 계산한다.
- [0053] 유사도 지수에 따른 강제정합 과정은 하기 도 10에서 상세히 설명한다.
- [0054] 영상 융합부(700)가 상기 파라미터를 설정값으로 하여 상기 CT 영상과 상기 초음파 영상을 융합한다.

- [0055] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치의 처리 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- [0056] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치는 간암 환자의 방사선 치료의 정확도를 증대시키기 위해 초음파 영상 유도장치를 활용한 영상유도 방사선 치료의 도입으로 핵심 요소 기술인 3D CT 영상과 3D 초음파 영상의 정합 및 융합 기술을 이용한다.
- [0057] 이에 따른, 제1 실시예는 실시간 초음파 영상과 치료계획용 3-D 초음파 영상 정합 기술에 관한 것이고, 제2 실시예는 실시간 초음파 영상과 치료계획용 3-D CT 영상 정합 기술에 관한 것이다. 본 명세서에서는 제2 실시예를 구체적으로 설명하나 이에 한정되는 것은 아니고, 영상의 종류에 따라 다양하게 적용이 가능하다.
- [0058] 영상 획득부(100)는 환부에 대한 조영 증강된 CT 영상(110)과 초음파 영상(120)을 획득한다.
- [0059] 특징 영역 식별부(300)는 필터링 된 초음파 영상에서 혈관 패턴이 포함된 특징 영역을 식별한다.
- [0060] 특징 추출 과정(feature extraction)(310)은 먼저 밝기값을 이용하여 혈관 패턴의 특징 영역을 식별하고, 특징 영역의 경계를 검출하여 상기 특징 영역의 에지 영상을 추출한다.
- [0061] 이후, 셸 볼륨 영상 생성부(500)가 상기 에지 영상을 이용하여 상기 특징 영역의 경계로부터 셸 볼륨 영상을 생성한다.
- [0062] 셸 볼륨 생성 과정(organ shell selection)(510)은 에지 영상에 챔퍼(Chamfer) 거리지도를 적용하여 삼차원의 거리 지도로 변환하고, 상기 특징점들로부터 기 설정된 거리 내에 있는 복셀들을 셸 볼륨 영상으로 추출한다.
- [0063] 이후, 매칭부(600)가 유사도 평가 함수를 이용하여 상기 CT 영상과 상기 셸 볼륨 영상의 유사도 지수를 계산하고, 중첩 정도에 따라 파라미터를 조정한다.
- [0064] 유사도 지수 계산 과정(610)은 CT 영상과 추출한 상기 셸 볼륨 영상이 중첩된 영역 내 밝기값 관계를 확률밀도 계산을 통해 위치를 탐색하는 유사도 평가함수(NMI)를 이용한다.
- [0065] 영상 융합부(700)가 상기 파라미터를 설정값으로 하여 상기 CT 영상과 초음파 영상을 융합한다.
- [0066] 영상 융합 과정(710)에서 CT 영상과 초음파(UT) 영상이 매칭된다.
- [0067] 3D 초음파 영상과 CT 영상간 융합은 하기 도 11에서 상세히 설명한다.
- [0068] 도 3 내지 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법을 나타낸 흐름도이다.
- [0069] 도 3을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법은, 환부에 대한 조영 증강된 CT 영상과 초음파 영상을 획득하는 단계(S100)에서 시작한다.
- [0070] 단계 S200에서 상기 초음파 영상을 필터링 하여 노이즈를 제거한다.
- [0071] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 초음파 영상에서 발생하는 스펙클 노이즈를 제거하고, 상기 환부에 대해 객체의 경계 부분의 밝기를 조절한다.
- [0072] 단계 S300에서 필터링 된 초음파 영상에서 혈관 패턴이 포함된 특징 영역을 식별한다.
- [0073] 도 4를 참조하여 설명하면, 단계 S310에서 상기 혈관 패턴 영역의 씨드 포인트(seed point)를 검출한다.
- [0074] 단계 S320에서 상기 씨드 포인트를 이용하여 밝기값의 차이가 작은 영역끼리 통합하는 과정을 반복하여, 밝기값의 차이가 큰 영역만을 분할하여 특징 영역으로 식별한다.
- [0075] 단계 S400에서 상기 특징 영역의 경계를 검출하여 상기 특징 영역의 에지 영상을 추출한다.
- [0076] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 특징 영역에 경계 검출 알고리즘을 적용하여 특징점들을 추출하고, 상기 특징점들로 에지 영상을 추출한다.
- [0077] 단계 S500에서 상기 에지 영상을 이용하여 상기 특징 영역의 경계로부터 셸 볼륨 영상을 생성한다.
- [0078] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 에지 영상에 챔퍼(Chamfer) 거리지도를 적용하여 삼차원의 거리 지도로 변환하고, 상기 특징점들로부터 기 설정된 거리 내에 있는 복셀들을 셸 볼륨 영상으로 추출한다.
- [0079] 단계 S600에서 상기 CT 영상과 상기 셸 볼륨 영상의 유사도 지수를 계산한다.

- [0080] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 CT 영상과 추출한 상기 셀 볼륨 영상이 중첩된 영역 내 밝기값 관계를 확률밀도 계산을 통해 위치를 탐색하는 유사도 평가함수를 이용한다.
- [0081] 도 5를 참조하여 설명하면, 단계 S610에서 미리 결정된 상기 제1 파라미터와 제2 파라미터를 기반으로 상기 특정 영역의 셀 볼륨 영상을 변환한다.
- [0082] 단계 S620에서 변환된 셀 볼륨 영상과 상기 CT 영상의 조인트 히스토그램을 생성하여 중첩 영역을 비교한다.
- [0083] 단계 S630에서 유사도 평가함수를 이용하여 상기 조인트 히스토그램의 엔트로피를 계산한 결과에 따라 중첩 정도를 계산한다.
- [0084] 구체적으로, 상기 셀 볼륨 영상과 상기 CT 영상의 조인트 히스토그램을 생성하여, 엔트로피를 계산한 결과에 따라 중첩 정도를 계산한다.
- [0085] 단계 S640에서 상기 중첩 정도에 따라 상기 제1 파라미터와 제2 파라미터를 조정한다.
- [0086] 제1 파라미터와 제2 파라미터를 조정하며 셀 볼륨 영상을 강제 변환함에 따라 중첩 정도를 반복하여 계산이 가능하고, 최적의 유사도 지수가 계산되었을 때의 제1 파라미터와 제2 파라미터를 설정값으로 하여 영상이 정합된다. 최적의 유사도 지수는, 유사도 지수가 최대한 높아질 때를 의미한다.
- [0087] 상기 중첩 정도에 따라 상기 유사도 평가 함수의 파라미터를 조정하는 단계(S600) 이후, 단계 S700에서 상기 파라미터를 설정값으로 하여 상기 CT 영상과 초음파 영상을 융합한다.
- [0088] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치의 스펙클 잡음 제거 적용 방법을 예로 들어 도시한 것이다.
- [0089] 영상 획득부(100)는 환부에 대한 조영 증강된 CT 영상과 초음파 영상을 획득하며, 필터링부(200)는 상기 초음파 영상을 필터링 하여 노이즈를 제거한다.
- [0090] 구체적으로, 초음파 영상과 CT 영상에서 화질 개선을 위한 선처리 (preprocessing) 기술을 이용하며, 조영 증강된 multiphase CT 영상 및 다양한 모드(B-mode, 도플러 등)에서 획득된 3D 초음파 영상에 경계 보존 필터링, 잡음 저감화 필터링, 스펙클 잡음 제거 등의 화질 향상 필터링 기법을 적용한다.
- [0091] 이러한 필터링을 거치지 않는 영상은 자체 잡음으로 인해 영상정합이 어려우므로 본 발명의 일 실시예에서는 이를 제거하고 특정 영역(간문맥등)을 강화할 수 있는 기술을 활용해 3D 초음파 영상정합 정확도를 높일 수 있다.
- [0092] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치의 필터링 기술 적용 방법을 예로 들어 도시한 것이다.
- [0093] 필터링부(200)는 상기 환부에 대해 객체의 경계 부분의 밝기를 조절한다.
- [0094] 도 7의 (a)와 (b)에 나타난 바와 같이, 필터링 기술을 적용하여 영상의 잡음을 제거하고, 대조도를 향상 시킴을 확인할 수 있다.
- [0095] 초음파 영상에서 스펙클 잡음(speckle noise)이 많이 포함되어 있거나, 영상의 일부분이 누락 되면 화질이 양호하지 못하다. 특히 화소 값의 밝기 변화가 균일한 영역(homogeneous region)에서 많이 발견되는 스펙클 잡음은 시스템이 자동적으로 영상을 분석, 인식하는데 방해 요소로 작용한다. 따라서, 시간 평균을 이용하여 스펙클 잡음을 제거하고 화질을 향상시킬 수 있다.
- [0096] 또한, 경계를 보존하기 위해, 픽셀 값 변화가 적은 평탄한 영역은 회색으로 설정하고, 객체의 경계 부분은 좀더 밝거나 어둡게 설정할 수도 있다.
- [0097] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치의 특징점 추출 방법을 예로 들어 도시한 것이다.
- [0098] 특징 영역 식별부(300)는 필터링 된 초음파 영상(210)에서 혈관 패턴이 포함된 특징 영역(320)을 식별한다.
- [0099] 특징점 추출을 위해 특징 영역으로는 간 내부의 혈관과 함께 간 표면이 고려될 수 있다.
- [0100] CT 영상에서는 전체 볼륨을 얻으므로 간의 표면을 추출할 수 있는 반면 초음파 영상의 경우 CT와 달리 한 번에 찍을 수 있는 영역이 제한되므로 표면이 거의 나타나지 않을 수 있다. 필터링을 거친 초음파 영상에 영역성장(region growing) 분할 기법을 적용해 특징 영역(혈관 등)을 분할 한다.

- [0101] 구체적으로, 특징 영역 식별부(300)는 상기 혈관 패턴 영역의 씨드 포인트(seed point)를 검출하고, 상기 씨드 포인트를 이용하여 밝기값의 차이가 작은 영역끼리 통합하는 과정을 반복하여, 밝기값의 차이가 큰 영역만을 분할하여 특징 영역으로 식별한다.
- [0102] 이후, 경계 검출부(400)가 상기 특징 영역의 경계를 검출하여 상기 특징 영역의 에지 영상(410)을 추출한다.
- [0103] 경계 검출부(400)는 상기 특징 영역에 경계 검출 알고리즘을 적용하여 특징점들을 추출하고, 상기 특징점들로 에지 영상을 추출한다.
- [0104] 여기서, 초음파 영상에서 분할된 특징 영역에 canny 또는 세션화(sharpening) 필터등의 경계 검출 알고리즘을 적용해 간 내부의 혈관 특징점을 추출한다.
- [0105] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 경계 검출 알고리즘은 Canny Edge Detection을 포함한다.
- [0106] 필터링 된 초음파 영상에서 Gradient의 방향과 강도를 인식하고, 경계면에서는 Gradient 값이 달라지기 때문에 경계면이라 의심되는 부분을 식별한다.
- [0107] 찾아낸 경계면 후보에서 경계면에 해당하지 않는 픽셀의 값을 0으로 만들고, 미분방향의 경로에서 경계면의 픽셀이 경계면 외의 픽셀값보다 크지 아니지 확인한다. 여기서 경계면이 아니다 라고 판별이되면 픽셀값을 0으로 만들며, 최대값과 최소값을 설정하여 이전단계까지 경계면이라고 판단되었던 부분에 대한 판별을 시작하고, 최대값 이상은 강한 에지(Edge), 최대값과 최소값 사이의 값은 약한 에지(Edge)로 설정한다.
- [0108] 약한 에지(Edge)의 경우 강한 에지(Edge)와의 연결이 없으면 제거하고, 연결되어있으면 에지(Edge)로 판단한다.
- [0109] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치의 셀 볼륨 추출 과정을 예로 들어 도시한 것이다.
- [0110] 도 9의 (a)는 경계를 추출한 모습을 도시한 것이고, 도 9의 (b)는 3차원 거리지도로 변환한 모습을 도시한 것이다.
- [0111] 셀 볼륨을 이용한 강제 정합 기법으로, 셀 볼륨 영상 생성부(500)가 상기 에지 영상을 이용하여 상기 특징 영역의 경계로부터 셀 볼륨 영상을 생성한다.
- [0112] 추출된 혈관 영역 경계를 가지고 챔퍼(Chamfer) 거리지도를 적용해 일정 거리 내에 있는 화소들을 혈관 셀 볼륨으로 추출하며, 구체적으로 셀 볼륨 영상 생성부(500)는 상기 에지 영상에 챔퍼(Chamfer) 거리지도를 적용하여 삼차원의 거리 지도로 변환하고, 상기 특징점들로부터 기 설정된 거리 내에 있는 복셀들을 셀 볼륨 영상으로 추출한다.
- [0113] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치의 셀 볼륨을 이용한 강제정합 과정을 예로 들어 도시한 것이다.
- [0114] 매칭부(600)는 미리 결정된 상기 제1 파라미터와 제2 파라미터를 기반으로 상기 특징 영역의 셀 볼륨 영상을 변환하고, 변환된 셀 볼륨 영상과 상기 CT 영상의 조인트 히스토그램을 생성하여 중첩 영역을 비교하며, 유사도 평가함수를 이용하여 상기 조인트 히스토그램의 엔트로피를 계산한 결과에 따라 중첩 정도를 계산하고, 상기 중첩 정도에 따라 상기 제1 파라미터와 제2 파라미터를 조정한다.
- [0115] 매칭부(600)는 상기 CT 영상과 추출한 상기 셀 볼륨 영상이 중첩된 영역 내 밝기값 관계를 확률밀도 계산을 통해 위치를 탐색하는 유사도 평가함수를 이용한다.
- [0116] 구체적으로, 초음파 영상에서 추출된 혈관 셀 볼륨에 포함된 복셀들을 CT 영상으로 변환하면서 유사도 평가를 위해 정규화된 상호정보량(normalized mutual information, NMI) 척도함수를 사용한다. NMI는 두 영상이 중첩된 영역 내 밝기값 관계를 확률밀도 계산을 통해 위치를 탐색하는 유사도 평가함수이며, 셀 볼륨 영상과 상기 CT 영상 각각의 조인트 히스토그램의 엔트로피를 계산하여 합산한 값과, 중첩된 영역의 조인트 히스토그램의 엔트로피를 계산한 값을 비교하여 상기 중첩 정도를 계산하는 방법으로, 하기 수학식 1로 구현된다.

수학식 1

$$Y(A_s, B_o) = \frac{H(A_s) + H(B_o)}{H(A_s, B_o)}$$

[0117]

[0118]

[0119]

[0120]

[0121]

[0122]

[0123]

[0124]

[0125]

[0126]

[0127]

여기서,  $A_s$ 는 셀 볼륨 영상,  $B_o$ 는 CT 영상에 해당하고,  $H(A_s)$ 와  $H(B_o)$ 는 각 영상의 엔트로피이며,  $H(A_s, B_o)$ 는 조인트 엔트로피이다,

조인트 히스토그램을 생성하여 엔트로피를 계산하여 정규화된 상호정보량을 계산하게 된다, 매칭값인  $Y(A_s, B_o)$ 의 값이 낮을수록 조인트 엔트로피가 높아짐을 의미하며 패턴이 몰리지 않고 퍼져있음을 의미한다. 매칭값이 커지면 한부분에 밝기값이 몰려있다는 의미이며, 조인트 엔트로피가 낮아지게 된다.

매칭값이 높아질 때까지 제1 파라미터와 제2 파라미터를 조정하며, 최적의 매칭값에서 초음파 영상을 CT 영상에 오버랩한다.

종래의 경우 매 변환 시 조인트 히스토그램을 생성하여 엔트로피를 계산하기 때문에 추가적인 연산시간이 걸리게 된다. 반면 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치는 혈관 영역 인접 셀 볼륨만을 가지고 강제 변환 및 유사도 지수를 계산하므로 영상 내 모든 복셀을 사용하는 기존 기법에 비해 빠르고 견고한 정합 결과를 제공할 수 있다.

도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상유도 방사선 치료 방법 및 장치의 3D 초음파 영상과 CT 영상간 융합을 예로 들어 도시한 것이다.

영상 융합부(700)가 상기 파라미터를 설정값으로 하여 상기 CT 영상과 상기 초음파 영상을 융합한다.

도 11에 나타난 바와 같이, 셀 볼륨을 이용한 강제 정합 기법으로 변환 파라미터를 이용한 워핑 기술을 이용한다.

셀 볼륨을 이용한 영상 정합 기법을 통해 획득된 3D 초음파 영상과 CT 영상간 기하학적 대응관계를 표현하는 변환 파라미터가 성립되면 두 영상간 융합이 가능해 진다. 변환 파라미터는 상기 수학식 1에 따라 조정되어 구해진다.

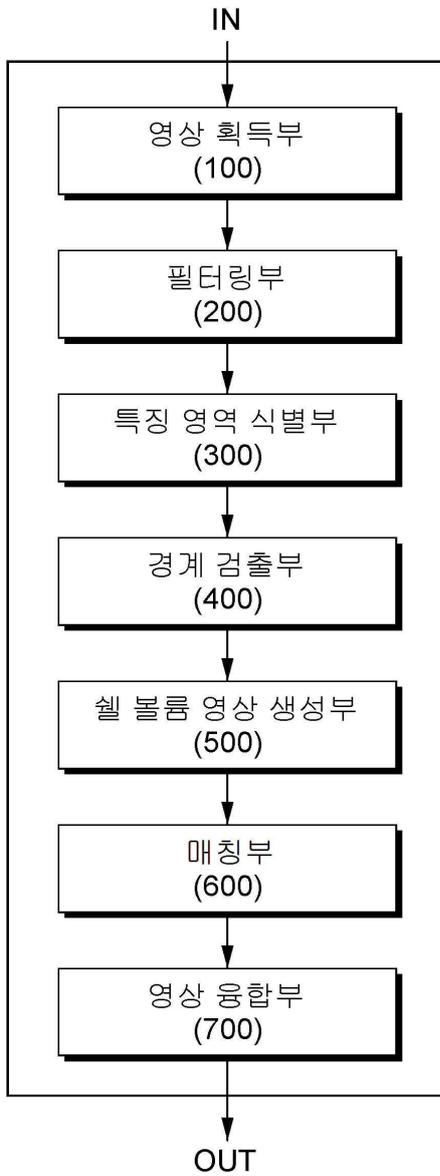
이후, 다양한 블렌딩 (blending) 효과를 주어 두 영상을 결합할 수 있으며, 선택적으로 또는 화소값만을 합칠 수 있다.

이상의 설명은 본 발명의 일 실시예에 불과할 뿐, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 본질적 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현할 수 있을 것이다. 따라서 본 발명의 범위는 전술한 실시예에 한정되지 않고 특허 청구 범위에 기재된 내용과 동등한 범위 내에 있는 다양한 실시 형태가 포함되도록 해석되어야 할 것이다.

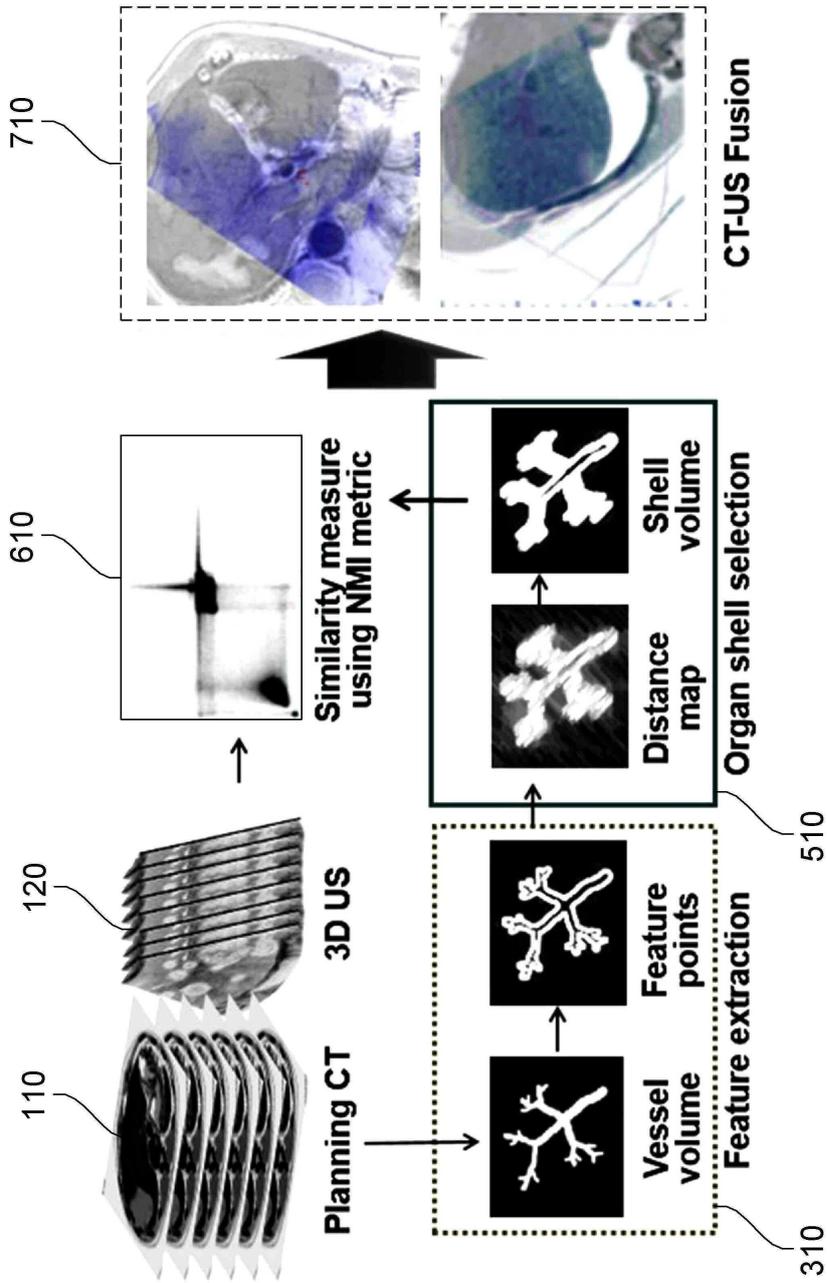
도면

도면1

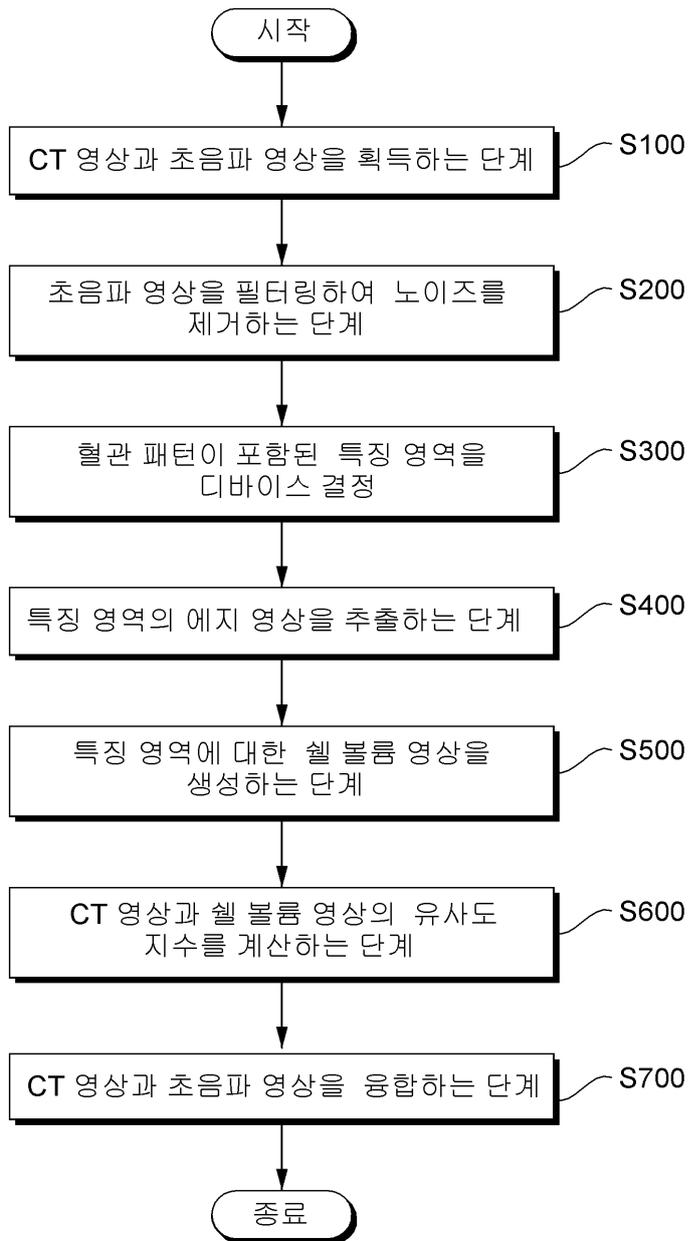
10



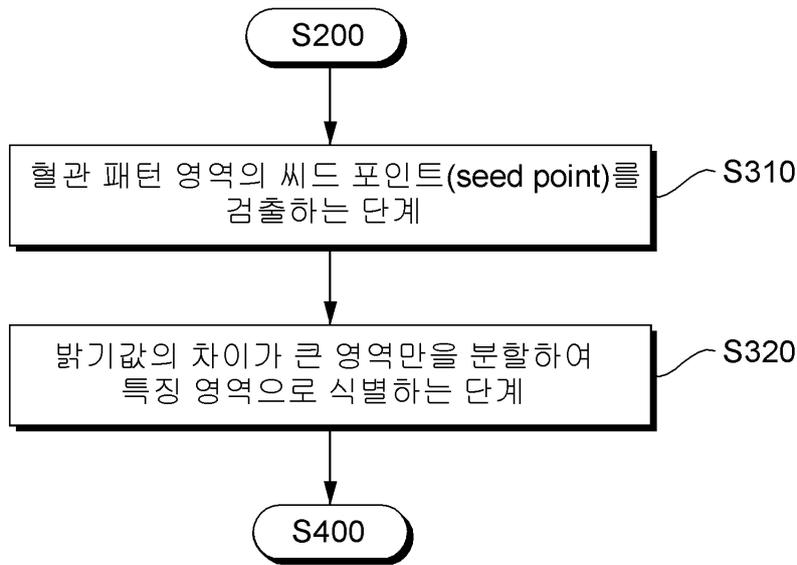
도면2



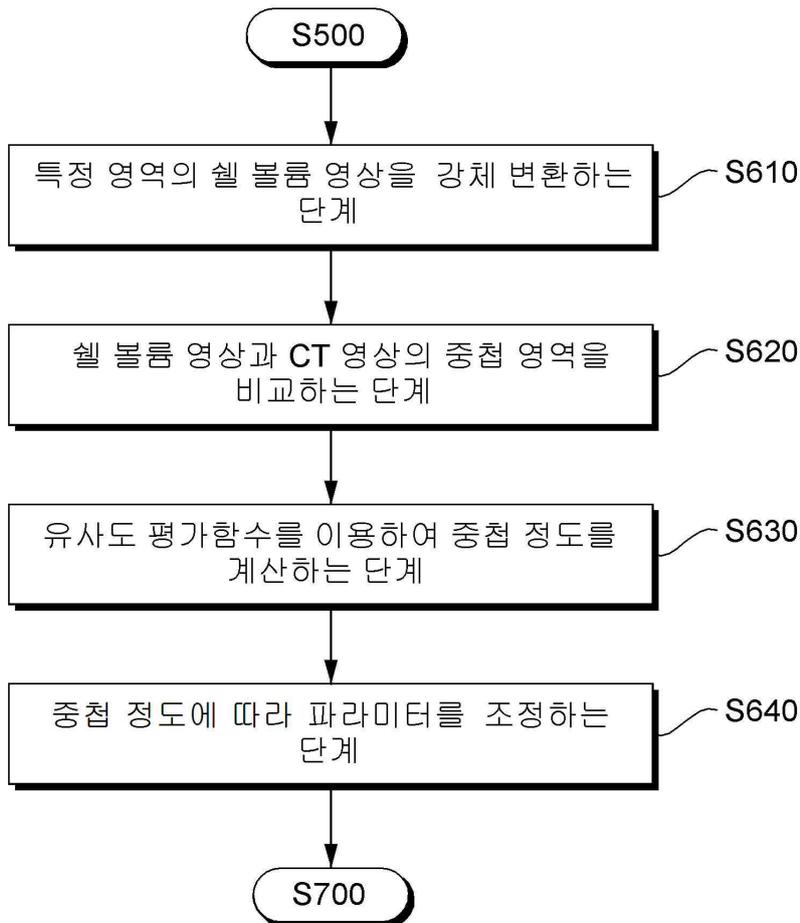
도면3



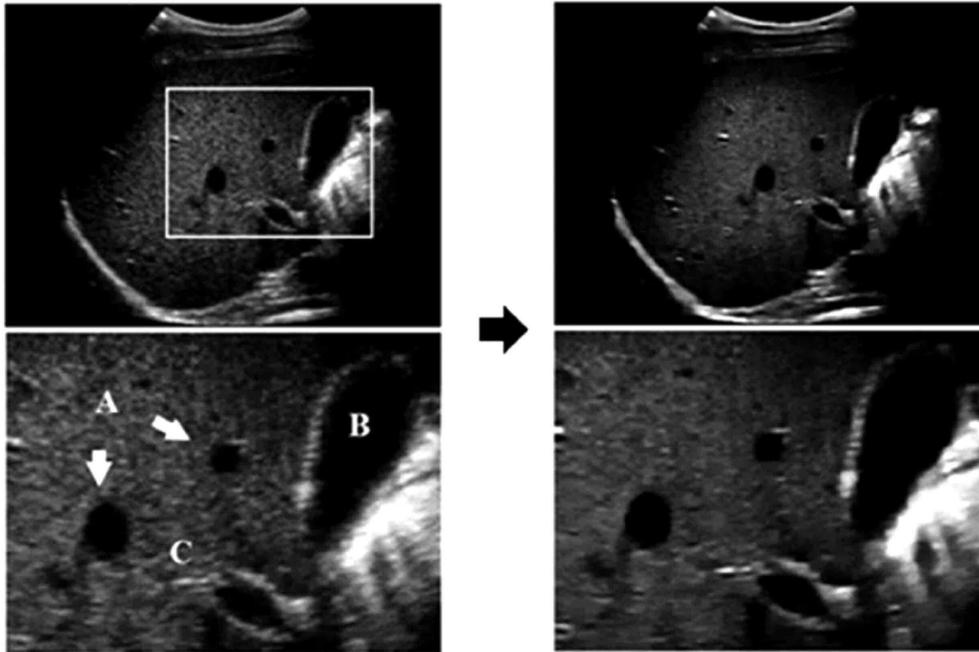
도면4



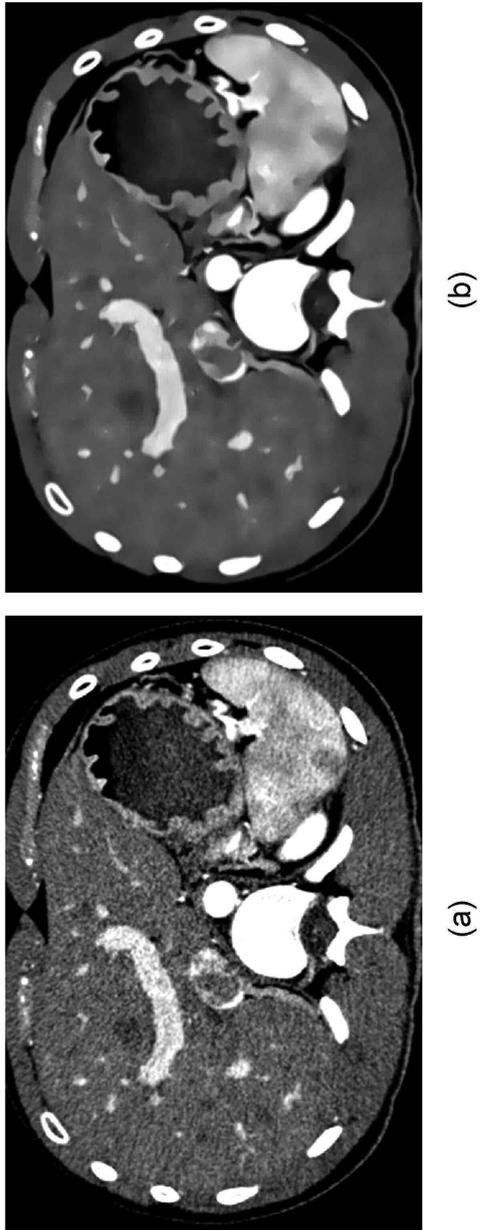
도면5



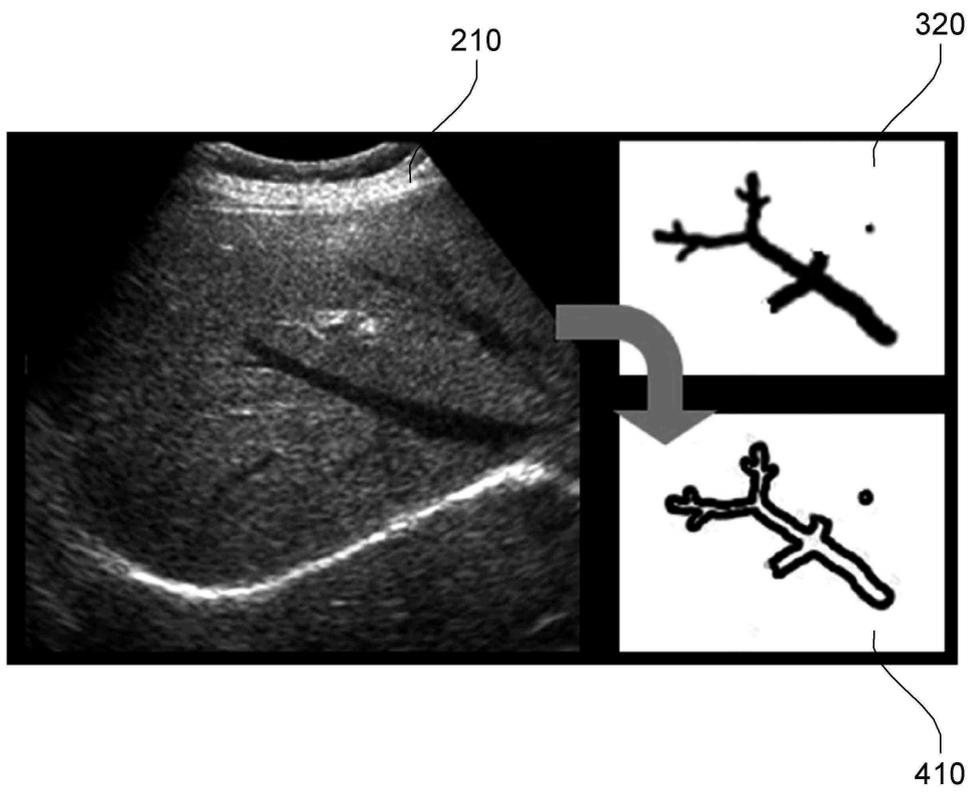
도면6



도면7



도면8



도면9

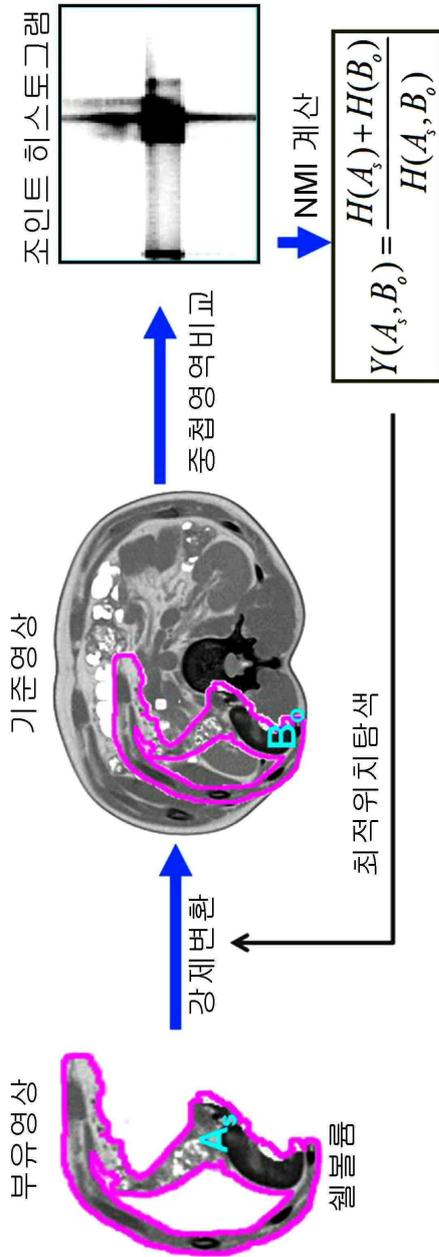


(b)



(a)

도면10



도면11

