

 (19) 대한민국특허청(KR) (12) 공개특허공보(A)	(11) 공개번호 10-2016-0076868 (43) 공개일자 2016년07월01일
(51) 국제특허분류(Int. Cl.) A61B 8/00 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/055 (2006.01) A61B 6/03 (2006.01) (21) 출원번호 10-2014-0187456 (22) 출원일자 2014년12월23일 심사청구일자 없음	(71) 출원인 삼성전자주식회사 경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동) (72) 발명자 오영택 서울특별시 성동구 들레15길 7 (성수동2가, 청구강변아파트) 101동 1410호 장정우 서울특별시 강남구 언주로 406 개나리아파트 33동 506호 (뒷면에 계속) (74) 대리인 특허법인세립

전체 청구항 수 : 총 24 항

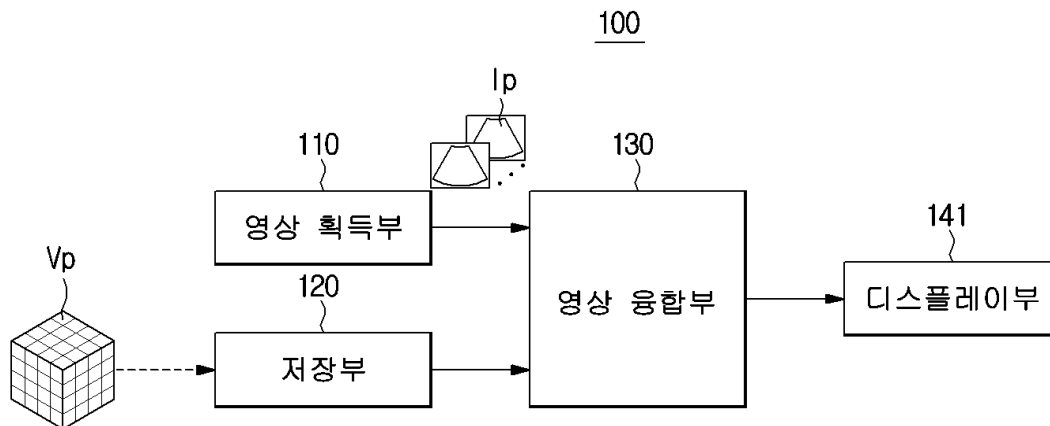
(54) 발명의 명칭 **의료영상 장치, 영상 처리 장치 및 영상 융합 방법**

(57) 요약

서로 다른 종류의 영상을 정합함에 있어서, 환자의 특정 움직임에 효과적이고 정밀하게 보정할 수 있는 의료영상 장치, 영상 처리 장치 및 영상 융합 방법을 제공한다.

일 측면에 따른 서로 다른 종류(modality)의 제1영상과 제2영상을 융합하는 의료 영상 장치는, 환자의 주기적인 움직임에 의해 나타나는 객체의 변형에 관한 통계적 객체 모델을 대상 환자의 객체 특성에 맞게 변형한 환자 적응형 객체 모델 및 상기 대상 환자의 제2영상을 저장하는 저장부; 상기 대상 환자의 제1영상을 획득하는 영상 획득부; 및 상기 환자 적응형 객체 모델로부터 추출된 객체의 형상과 상기 제1영상에 나타난 객체의 형상 사이의 오차에 기초하여 상기 제2영상을 변형시키는 영상 융합부;를 포함한다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

정자연

경기도 용인시 기흥구 금화로11번길 10 (상갈동,
금화마을주공3단지아파트) 308동 1104호

방원철

경기도 성남시 분당구 불정로 361 효자촌삼환아파
트 510동 1504호

명세서

청구범위

청구항 1

환자의 움직임에 의해 나타나는 객체의 변형에 관한 통계적 객체 모델을 대상 환자의 객체 특성에 적용한 적응형 객체 모델 및 상기 대상 환자의 제2영상을 저장하는 저장부;

상기 대상 환자의 제1영상을 획득하는 영상 획득부; 및

상기 환자 적응형 객체 모델로부터 추출된 객체의 형상과 상기 제1영상에 나타난 객체의 형상 사이의 오차에 기초하여 상기 제2영상을 변형시키는 영상 융합부;를 포함하는 의료 영상 장치.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 영상 융합부는,

상기 오차를 보정하기 위한 경계 조건을 추정하는 의료 영상 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 영상 융합부는,

상기 대상 환자의 객체가 갖는 물성이 반영된 물리 모델에 상기 경계 조건을 적용하여 상기 환자 적응형 객체 모델을 변형시키는 의료 영상 장치.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 영상 융합부는,

상기 대상 환자의 제2영상 및 상기 대상 환자의 객체가 갖는 탄성도에 기초하여 상기 물리 모델을 생성하는 의료 영상 장치.

청구항 5

제 3 항에 있어서,

상기 영상 융합부는,

상기 환자 적응형 객체 모델의 변형을 적용하여 상기 대상 환자의 제2영상을 변형시키는 의료 영상 장치.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 영상 융합부는,

상기 대상 환자의 변형된 제2영상과 상기 제1영상을 정합하고,

상기 정합된 제1영상과 제1영상을 디스플레이하는 디스플레이부;를 더 포함하는 의료 영상 장치.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 주기적인 움직임은,

복수의 단계로 구분되는 호홉인 것으로 하고,

상기 영상 융합부는,

상기 환자 적응형 객체 모델로부터 상기 대상 환자의 현재 호홉 단계에 대응되는 객체의 형상을 추출하는 의료 영상 장치.

청구항 8

제 1항에 있어서,

상기 영상 융합부는,

상기 대상 환자의 객체의 각 지점이 특정 움직임 단계에서 어느 위치로 이동할지에 관한 이동 확률 분포 파라미터를 획득하고, 상기 획득된 파라미터를 상기 통계적 객체 모델의 이동 확률 분포에 적용하여 상기 환자 적응형 객체 모델을 생성하는 의료 영상 장치.

청구항 9

제 5 항에 있어서,

상기 저장부는,

상기 대상 환자의 제2영상을 포함하는 3차원 볼륨 데이터를 저장하는 의료 영상 장치.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 영상 융합부는,

상기 환자 적응형 객체 모델의 변형을 적용하여 상기 3차원 볼륨 데이터를 변형시키고, 상기 대상 환자의 제1영상에 대응되는 제2영상을 상기 변형된 3차원 볼륨 데이터로부터 추출하는 의료 영상 장치.

청구항 11

제 9 항에 있어서,

상기 영상 융합부는,

상기 대상 환자의 제1영상에 대응되는 제2영상을 상기 3차원 볼륨 데이터로부터 추출하고, 상기 환자 적응형 객체 모델의 변형을 적용하여 상기 추출된 제2영상을 변형시키는 의료 영상 장치.

청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 영상 획득부는,

상기 대상 환자의 제1영상을 실시간으로 획득하는 의료 영상 장치.

청구항 13

제 1 항에 있어서,

상기 제1영상은, 초음파 영상이고,

상기 제2영상은, 자기 공명(MR) 영상, 컴퓨터 단층(CT) 영상, 광 간섭성 단층(OCT) 영상 중 하나인 의료 영상 장치.

청구항 14

서로 다른 종류(modality)의 제1영상과 제2영상을 융합하는 영상 처리 장치에 있어서,

환자의 주기적인 움직임에 의해 나타나는 객체의 변형에 관한 통계적 객체 모델을 대상 환자의 객체 특성에 맞

게 변형한 환자 적응형 객체 모델을 저장하는 저장부; 및

상기 환자 적응형 객체 모델로부터 추출된 객체의 형상과 상기 대상 환자의 제1영상에 나타난 객체의 형상 사이의 오차에 기초하여 상기 대상 환자의 제2영상을 변형시키는 영상 융합부;를 포함하는 영상 처리 장치.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 영상 융합부는,

상기 대상 환자의 객체가 갖는 물성이 반영된 물리 모델에 상기 오차를 보정하기 위한 경계 조건을 적용하여 상기 환자 적응형 객체 모델을 변형시키는 영상 처리 장치.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 영상 융합부는,

상기 대상 환자의 제2영상 및 상기 대상 환자의 객체가 갖는 탄성도에 기초하여 상기 물리 모델을 생성하는 영상 처리 장치.

청구항 17

제 16 항에 있어서,

상기 영상 융합부는,

상기 환자 적응형 객체 모델의 변형을 적용하여 상기 대상 환자의 제2영상을 변형시키고, 상기 변형된 제2영상과 상기 대상 환자의 제1영상을 정합하는 영상 처리 장치.

청구항 18

제 14 항에 있어서,

상기 주기적인 움직임은,

복수의 단계로 구분되는 호흡인 것으로 하고,

상기 영상 융합부는,

상기 환자 적응형 객체 모델로부터 상기 대상 환자의 현재 호흡 단계에 대응되는 객체의 형상을 추출하는 영상 처리 장치.

청구항 19

서로 다른 종류(modality)의 제1영상과 제2영상을 융합하는 영상 융합 방법에 있어서,

환자의 주기적인 움직임에 의해 나타나는 객체의 변형에 관한 통계적 객체 모델을 대상 환자의 객체 특성에 맞게 변형한 환자 적응형 객체 모델을 저장하는 단계; 및

상기 환자 적응형 객체 모델로부터 추출된 객체의 형상과 상기 대상 환자의 제1영상에 나타난 객체의 형상 사이의 오차에 기초하여 상기 대상 환자의 제2영상을 변형시키는 단계;를 포함하는 영상 융합 방법.

청구항 20

제 19 항에 있어서,

상기 대상 환자의 제2영상을 변형시키는 단계는,

상기 대상 환자의 객체가 갖는 물성이 반영된 물리 모델에 상기 오차를 보정하기 위한 경계 조건을 적용하여 상기 환자 적응형 객체 모델을 변형시키는 단계를 포함하는 영상 융합 방법.

청구항 21

제 20 항에 있어서,

상기 대상 환자의 제2영상을 변형시키는 단계는,

상기 대상 환자의 제2영상 및 상기 대상 환자의 객체가 갖는 탄성도에 기초하여 상기 물리 모델을 생성하는 단계를 포함하는 영상 융합 방법.

청구항 22

제 21 항에 있어서,

상기 대상 환자의 제2영상을 변형시키는 단계는,

상기 환자 적응형 객체 모델의 변형을 적용하여 상기 대상 환자의 제2영상을 변형시키는 단계를 포함하는 영상 융합 방법.

청구항 23

제 19 항에 있어서,

상기 변형된 제2영상과 상기 대상 환자의 제1영상을 정합하는 단계를 더 포함하는 영상 융합 방법.

청구항 24

제 19 항에 있어서,

상기 주기적인 움직임은,

복수의 단계로 구분되는 호홉인 것으로 하고,

상기 대상 환자의 제2영상을 변형시키는 단계는,

상기 환자 적응형 객체 모델로부터 상기 대상 환자의 현재 호홉 단계에 대응되는 객체의 형상을 추출하는 단계를 더 포함하는 영상 융합 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 서로 다른 종류의 영상들을 정합할 수 있는 의료영상 장치, 영상 처리 장치 및 영상 융합 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 의료영상 장치는 진단 또는 시술의 목적으로 대상체의 내부를 영상화하는 장치로서, 초음파 의료영상 장치, 일반 라디오그래피(radiography) 장치, 자기 공명 영상(MRI: Magnetic Resonance Imaging) 장치, mammo그래피(mammography) 장치, 양전자 단층촬영(PET: Positron Emission Tomography) 장치, 컴퓨터 단층촬영(CT: Computed Tomography) 장치, 단일광자 단층촬영(SPECT: Single Photon Emission Computed Tomography) 장치, 광 간섭성 단층촬영(OCT: Optical Coherence Tomography) 등 다양한 종류(modality)의 장치들이 있다.

[0003] 이러한 의료영상 장치들로부터 획득되는 영상들은 각각 다른 특징을 갖는바, 서로 다른 종류의 영상들을 결합하여 각 영상들의 장점을 부각시키고 단점은 보완할 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 서로 다른 종류의 영상을 정합함에 있어서, 환자의 특정 움직임을 효과적이고 정밀하게 보정할 수 있는 의료영상 장치, 영상 처리 장치 및 영상 융합 방법을 제공한다.

과제의 해결 수단

[0005] 일 측면에 따른 의료 영상 장치는, 환자의 움직임에 의해 나타나는 객체의 변형에 관한 통계적 객체 모델을 대상 환자의 객체 특성에 적용한 환자 적응형 객체 모델 및 상기 대상 환자의 제2영상을 저장하는 저장부; 상기

대상 환자의 제1영상을 획득하는 영상 획득부; 및 상기 환자 적응형 객체 모델로부터 추출된 객체의 형상과 상기 제1영상에 나타난 객체의 형상 사이의 오차에 기초하여 상기 제2영상을 변형시키는 영상 융합부;를 포함한다.

- [0006] 상기 영상 융합부는, 상기 오차를 보정하기 위한 경계 조건을 추정할 수 있다.
- [0007] 상기 영상 융합부는, 상기 대상 환자의 객체가 갖는 물성이 반영된 물리 모델에 상기 경계 조건을 적용하여 상기 환자 적응형 객체 모델을 변형시킬 수 있다.
- [0008] 상기 영상 융합부는, 상기 대상 환자의 제2영상 및 상기 대상 환자의 객체가 갖는 탄성도에 기초하여 상기 물리 모델을 생성할 수 있다.
- [0009] 상기 영상 융합부는, 상기 환자 적응형 객체 모델의 변형을 적용하여 상기 대상 환자의 제2영상을 변형시킬 수 있다.
- [0010] 상기 영상 융합부는, 상기 대상 환자의 객체의 각 지점이 특정 움직임 단계에서 어느 위치로 이동할지에 관한 이동 확률 분포 파라미터를 획득하고, 상기 획득된 파라미터를 상기 통계적 객체 모델의 이동 확률 분포에 적용하여 상기 환자 적응형 객체 모델을 생성할 수 있다.
- [0011] 상기 영상 융합부는, 상기 환자 적응형 객체 모델의 변형을 적용하여 상기 3차원 볼륨 데이터를 변형시키고, 상기 대상 환자의 제1영상에 대응되는 제2영상을 상기 변형된 3차원 볼륨 데이터로부터 추출할 수 있다.
- [0012] 상기 영상 융합부는, 상기 대상 환자의 제1영상에 대응되는 제2영상을 상기 3차원 볼륨 데이터로부터 추출하고, 상기 환자 적응형 객체 모델의 변형을 적용하여 상기 추출된 제2영상을 변형시킬 수 있다.
- [0013] 일 측면에 따른 서로 다른 종류(modality)의 제1영상과 제2영상을 융합하는 영상 처리 장치는, 환자의 주기적인 움직임에 의해 나타나는 객체의 변형에 관한 통계적 객체 모델을 대상 환자의 객체 특성에 맞게 변형한 환자 적응형 객체 모델을 저장하는 저장부; 및 상기 환자 적응형 객체 모델로부터 추출된 객체의 형상과 상기 대상 환자의 제1영상에 나타난 객체의 형상 사이의 오차에 기초하여 상기 대상 환자의 제2영상을 변형시키는 영상 융합부;를 포함한다.
- [0014] 일 측면에 따른 서로 다른 종류(modality)의 제1영상과 제2영상을 융합하는 영상 융합 방법은, 환자의 주기적인 움직임에 의해 나타나는 객체의 변형에 관한 통계적 객체 모델을 대상 환자의 객체 특성에 맞게 변형한 환자 적응형 객체 모델을 저장하는 단계; 및 상기 환자 적응형 객체 모델로부터 추출된 객체의 형상과 상기 대상 환자의 제1영상에 나타난 객체의 형상 사이의 오차에 기초하여 상기 대상 환자의 제2영상을 변형시키는 단계;를 포함한다.

발명의 효과

- [0015] 일 측면에 따른 의료영상 장치, 영상 처리 장치 및 영상 융합 방법에 의하면, 서로 다른 종류의 영상을 정합함에 있어서, 환자의 특정 움직임을 효과적이고 정밀하게 보정할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0016] 도 1은 일 실시예에 따른 의료영상 장치의 제어 블록도이다.
- 도 2는 의료영상 장치가 초음파 의료영상 장치로 구현되는 경우의 영상 획득부의 구성을 나타낸 제어 블록도이다.
- 도 3은 통신부를 더 포함하는 의료영상 장치의 제어 블록도이다.
- 도 4는 의료영상 장치가 초음파 의료영상 장치로 구현되는 경우의 외관도이다.
- 도 5a 내지 도 5c는 초음파 의료영상 장치에 포함되는 프로브의 외관도이다.
- 도 6a는 제2의료영상 장치가 컴퓨터 단층촬영 장치로 구현되는 경우의 외관도이다.
- 도 6b는 제2의료영상 장치가 자기공명 의료영상 장치로 구현되는 경우의 외관도이다.
- 도 6c는 제2영상 데이터에 포함되는 정보를 모식적으로 나타낸 도면이다.
- 도 7은 일 실시예에 따른 의료영상 장치가 제2의료영상 장치로부터 영상 데이터를 수신하는 과정을 모식적으로

나타낸 도면이다.

도 8은 영상 융합부의 구성이 구체화된 일 예시에 관한 제어 블록도이다.

도 9는 호흡 단계와 각 단계에서의 공기의 상대적인 압력을 나타낸 그래프이다.

도 10은 호흡에 의한 장기의 변형을 나타낸 도면이다.

도 11a 및 도 11b는 통계적 객체 모델이 생성되는 과정을 개략적으로 나타낸 도면이다.

도 12는 환자 적응형 객체 모델이 생성되는 과정을 개략적으로 나타낸 도면이다.

도 13 내지 도 16은 환자의 제1영상과 환자 적응형 객체 모델 사이의 오차를 보정하는 과정을 나타낸 도면이다.

도 17은 일 실시예에 따른 영상 처리 장치의 제어 블록도이다.

도 18은 일 실시예에 따른 영상 융합 방법의 일 예시에 관한 플로우차트이다.

도 19는 일 실시예에 따른 영상 융합 방법의 다른 예시에 관한 플로우차트이다.

도 20은 일 실시예에 따른 영상 융합 방법의 또 다른 예시에 관한 순서도이다.

도 21 및 22는 일 실시예에 따른 영상 융합 방법에 있어서, 제2영상을 변형하는 과정을 구체화한 플로우차트이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0017] 이하 첨부된 도면을 참조하여 일 측면에 따른 의료영상 장치, 영상 처리 장치 및 영상 융합 방법의 실시예를 상세하게 설명하도록 한다.
- [0018] 도 1은 일 실시예에 따른 의료영상 장치의 제어 블록도이다.
- [0019] 도 1을 참조하면, 일 실시예에 따른 의료영상 장치(100)는 제1영상을 획득하는 영상 획득부(110), 제2영상 데이터를 저장하는 저장부(120), 제1영상과 제2영상을 정합하고, 환자의 특정 움직임을 보정하는 영상 융합부(130) 및 융합된 제1영상과 제2영상을 디스플레이하는 디스플레이부(141)를 포함한다.
- [0020] 제1영상과 제2영상은 서로 다른 종류(modality)의 영상을 의미한다. 서로 다른 종류의 영상이란, 영상의 획득 원리가 상이하거나, 영상의 획득 원리가 동일하더라도 영상 획득의 목적이 상이하거나, 영상을 보여주는 방식이 상이한 영상을 의미할 수 있다.
- [0021] 예를 들어, 초음파 영상은 대상체에 초음파를 조사한 후, 대상체에 반사되어 돌아오는 에코 초음파를 검출함으로써 획득되고, 엑스선 영상은 대상체에 엑스선을 조사한 후, 대상체를 투과한 엑스선을 검출함으로써 획득된다. 초음파 영상과 엑스선 영상은 영상 획득 원리가 상이하기 때문에 서로 다른 종류의 영상이 된다.
- [0022] 또한, 동일하게 엑스선을 이용하여 대상체의 내부를 영상화한 경우라도, 이를 이용한 진단이나 수술의 목적에 따라 서로 다른 종류의 영상이 될 수 있다. 예를 들어, 흉부, 팔, 다리 등의 정지 영상을 촬영하는 일반 라디오 그래피(general radiography), 혈관 조영술(angiography)과 같은 동영상 엑스선 영상을 촬영하는 플루오로스코피(fluoroscopy), 환자의 단층 영상 또는 3차원 영상을 촬영하는 컴퓨터 단층촬영(CT), 유방에 대한 단층 영상 또는 3차원 영상을 촬영하는 토모신세시스(tomothynsesis)에 의해 획득된 영상은 모두 엑스선에 의해 획득된 영상이지만, 서로 다른 종류의 영상이 될 수 있다.
- [0023] 제1영상은 2차원 영상일 수도 있고, 3차원 영상일 수도 있다. 또한, 제1영상이 2차원 영상인 경우에는 단면 영상일 수도 있고, 투영(projection) 영상일 수도 있다.
- [0024] 제2영상은 제1영상과 다른 종류이나, 동일한 형태 또는 동일한 차원의 영상일 수도 있다. 예를 들어, 제1영상이 2차원 단면 영상인 경우에는 제2영상도 2차원 단면 영상일 수 있고, 제1영상이 3차원 영상인 경우에는 제2영상도 3차원 영상일 수 있다.
- [0025] 또는, 제2영상이 제1영상에 대응되는 적어도 일 영역을 포함하는 다른 형태의 영상인 것도 가능하다. 예를 들어, 제1영상이 2차원 단면 영상인 경우, 제2영상은 제1영상에 대응되는 적어도 일 영역을 포함하는 3차원 영상일 수도 있고, 제1영상에 대응되는 적어도 일 영역을 포함하는 2차원 투영 영상일 수도 있다.
- [0026] 제2영상 데이터는 제2영상을 포함하는 영상 데이터를 의미하며, 3차원 볼륨 데이터(V_p)일 수 있다. 다만, 의료

영상 장치(100)의 실시예가 이에 한정되는 것은 아니며, 경우에 따라 제2영상 데이터가 2차원 평면 데이터인 것도 가능하다.

- [0027] 영상 획득부(110)는 제1영상을 획득하기 위해 대상체를 스캔하는 스캐너를 포함하며, 의료영상 장치(100)의 종류에 따라 그 구성이 달라질 수 있다. 영상 획득부(110)의 구성에 관한 구체적인 설명은 후술하도록 한다.
- [0028] 대상체는 영상 획득부(110)의 스캔 대상이 되는 환자의 특정 부위를 의미하며, 환자는 생체이기만 하면 되고 인체일 수도 있고 동물일 수도 있다.
- [0029] 영상 획득부(110)가 획득한 제1영상(I_p)은 영상 융합부(130)로 전달되어 제2영상과의 정합 및 환자의 특정 움직임 보정에 사용될 수 있다.
- [0030] 저장부(120)는 외부의 장치로부터 수신된 제2영상 데이터(V_p)를 저장하고, 영상 융합부(130)는 저장된 제2영상 데이터(V_p)를 제1영상(I_p)과의 정합 및 환자의 특정 움직임 보정에 사용할 수 있다.
- [0031] 한편, 제1영상을 획득하는 의료영상 장치(100)는 제1의료영상 장치에 해당하고, 제2영상 데이터는 의료영상 장치(100)와는 다른 종류의 제2의료영상 장치에 의해 획득될 수 있다. 따라서, 후술하는 실시예에서는 의료영상 장치와 제1의료영상 장치를 혼용하여 사용할 수 있다.
- [0032] 제1의료영상 장치와 제2의료영상 장치는 초음파 영상 장치, 광 간섭성 단층 촬영(OCT) 장치, 자기 공명 영상(MRI) 장치, 엑스선 영상 장치, 단일광자 단층촬영(SPECT) 장치 및 양전자 단층촬영(PET) 장치를 포함하는 그룹에서 각각 선택되는 서로 다른 장치일 수 있다. 여기서, 엑스선 영상 장치는 일반 라디오그래피와 그 외 엑스선을 이용한 단층촬영 장치, 동영상 촬영 장치, 유방 촬영 장치 등을 모두포함하는 것으로 한다.
- [0033] 더불어, 제1의료영상 장치는 환자의 특정 움직임이 나타나는 동영상을 획득할 수 있고, 이 동영상은 실시간으로 획득될 수 있다. 여기서, 환자의 특정 움직임은 환자의 호흡이나 심장 박동과 같은 일정 패턴을 갖는 주기적인 움직임을 의미하며, 특정 움직임의 주기는 일정할 수도 있고 일정하지 않을 수도 있다.
- [0034] 제1의료영상 장치는 단순 진단의 목적으로 사용될 수도 있고, 실시간 동영상을 획득하는 경우에는 침습적이거나 비침습적인 방식의 시술 목적으로 사용될 수도 있다.
- [0035] 서로 다른 종류의 제1영상과 제2영상은 융합되어 상호 보완적으로 사용될 수 있다. 예를 들어, 제1의료영상 장치가 초음파 영상 장치로 구현되는 경우에는 상대적으로 높은 공간 해상도의 영상을 실시간으로 제공할 수 있으며, 휴대성이 우수하고 다른 의료영상 장치들에 비해 비용도 저렴하다. 제2의료영상 장치가 자기 공명 영상 장치로 구현되는 경우에는 우수한 위치 분해능과 연조직 판별능력을 갖는 영상을 제공할 수 있고, 대상체에 무해하다. 따라서, 제1의료영상 장치로부터 획득되는 제1영상과, 제1의료영상 장치와 상호 보완적인 특징을 갖는 제2의료영상 장치로부터 획득되는 제2영상을 융합하여 다양한 진단 또는 시술 영역에 적용할 수 있다.
- [0036] 도 2는 의료영상 장치가 초음파 영상 장치로 구현되는 경우의 영상 획득부의 구성을 나타낸 제어 블록도이다.
- [0037] 의료영상 장치(100)가 초음파 영상 장치로 구현되는 경우, 영상 획득부(110)는 도 2에 도시된 바와 같이, 초음파 신호와 전기적 신호를 상호 변환하는 트랜스듀서(111), 초음파 송신 신호에 대한 빔포밍을 수행하는 송신 빔포머(112), 초음파 에코 신호를 수신하는 수신기(113), 초음파 에코 신호에 대한 빔포밍을 수행하는 수신 빔포머(114), 디지털 신호로 변환된 초음파 에코 신호에 대해 신호 처리를 수행하여 초음파 영상 데이터를 형성하는 신호 처리부(115), 초음파 영상 데이터가 디스플레이될 수 있도록 각종 변환과 영상 처리를 수행하는 영상 처리부(116)를 포함할 수 있다.
- [0038] 트랜스듀서(111)는 전기적인 신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 송신하고, 대상체에 반사되어 돌아오는 초음파 신호를 전기적인 신호로 변환하는 복수의 트랜스듀서 엘리먼트(transducer element)로 이루어질 수 있다. 트랜스듀서로는 자성체의 자왜효과를 이용하는 자왜 초음파 트랜스듀서(Magnetostrictive Ultrasonic Transducer), 압전 물질의 압전 효과를 이용하는 압전 초음파 트랜스듀서(Piezoelectric Ultrasonic Transducer) 또는 압전형 미세가공 초음파 트랜스듀서(piezoelectric micromachined ultrasonic transducer, pMUT) 등이 사용될 수 있으며, 미세 가공된 수백 또는 수천 개의 박막의 진동을 이용하여 초음파를 송수신하는 정전용량형 미세가공 초음파 트랜스듀서(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer: cMUT)이 사용되는 것도 가능하다.
- [0039] 송신 빔포머(112)는 미리 설정된 주파수 또는 미리 설정된 밴드 폭을 갖는 송신 신호들에 시간 지연을 주고, 시간 지연된 송신 신호들은 트랜스듀서(111)에서 초음파 신호로 변환되어 대상체에 송신된다. 송신 신호에 가해진

시간 지연으로 인해 초음파 송신 신호는 대상체의 내부에 존재하는 집속점(focal point)에 집속될 수 있고, 이를 통해 영상의 해상도를 향상시킬 수 있다.

- [0040] 대상체에 반사되어 돌아오는 초음파 에코 신호는 다시 트랜스듀서(111)에 도달하고, 트랜스듀서(111)는 초음파 에코 신호를 다시 전기적인 신호로 변환한다.
- [0041] 전기적인 신호로 변환된 초음파 에코 신호는 수신부(113)에 입력된다. 수신부(113)는 미세한 크기의 아날로그 수신 신호를 증폭시키는 전증폭기(pre-amplifier)를 포함할 수 있다. 전증폭기로 저잡음 증폭기(low noise amplifier; LNA)를 사용할 수 있고, 입력되는 신호에 따라 이득(gain) 값을 제어하는 가변 이득 증폭기(variable gain amplifier; VGA)(미도시)를 포함할 수도 있다. 이 때, 가변 이득 증폭기로 집속점 또는 집속점과의 거리에 따른 이득을 보상하는 TGC(Time Gain compensation)가 사용될 수 있다.
- [0042] 수신부(113)에서 증폭된 초음파 에코 신호는 수신 빔포머(124)에 입력된다. 수신 빔포머(114)는 시간 차이를 두고 도달한 초음파 에코 신호들에 적절한 지연 시간을 주어 같은 시간에 합산함으로써 신호 대 잡음비(SNR)를 향상시킬 수 있다.
- [0043] 신호 처리부(115)는 디지털 신호로 변환된 초음파 에코 신호에 대해 신호 처리를 수행할 수 있다. 이 때, 초음파 에코 신호의 아날로그-디지털 변환은 수신 빔포머(114)의 전단에서 이루어질 수도 있고, 말단에서 이루어질 수도 있다.
- [0044] 일 예로, 신호 처리부(115)는 DSP(Digital Signal Processor)로 구현될 수 있으며, 집속된 디지털 수신 신호에 기초하여 초음파 에코 신호들의 크기를 검출하는 포락선 검파 처리를 수행하여 초음파 영상 데이터를 형성한다. 구체적으로, 신호 처리부(115)는 각 스캔 라인 상에 존재하는 다수의 집속점의 위치 정보 및 각 점에서 얻어지는 데이터에 기초하여 초음파 영상 데이터를 형성한다. 여기서, 초음파 영상 데이터는 각 점의 X-Y 좌표계 상의 좌표, 수직 스캔 라인에 대한 각 스캔 라인의 각도 정보 및 각 점에서 얻어지는 데이터 등을 포함한다.
- [0045] 영상 처리부(116)는 초음파 영상 데이터가 디스플레이부(141)에 표시될 수 있도록 스캔 변환하는 스캔 변환기를 포함할 수 있다. 또한, 사용자가 원하는 모드의 초음파 영상을 디스플레이부(141)에 디스플레이 하기 위해, 스캔 변환된 초음파 영상 데이터에 다양한 영상 처리를 수행할 수 있다. 예를 들어, 영상 처리부(116)는 A-모드(Amplitude mode), B-모드(Brightness mode), M-모드(Motion mode) 또는 도플러 모드(Doppler mode) 등 다양한 모드의 초음파 영상을 생성하여 디스플레이부(141)를 통해 표시할 수 있다.
- [0046] 영상 처리부(116)에서 생성된 초음파 영상은 영상 융합부에 입력되고, 저장부에 저장된 제2영상과 융합되어 디스플레이부에 디스플레이된다.
- [0047] 도 3은 통신부를 더 포함하는 의료영상 장치의 제어 블록도이다.
- [0048] 저장부(120)는 램(RAM: Read Access Memory), 롬(ROM: Read Only Memory), 플래시 메모리와 같은 반도체 메모리, 자기 디스크(magnetic disk)와 같은 자기 메모리, CD-ROM과 같은 광 디스크(optical disk) 등의 저장 매체를 포함할 수 있다.
- [0049] 저장부(120)에 저장되는 제2영상 데이터는 통신 네트워크를 통해 제2의료영상 장치로부터 전달될 수도 있고, USB 메모리와 같이 탈착 가능한 저장 매체를 통해 전달되는 되는 것도 가능하다.
- [0050] 제2영상 데이터가 통신 네트워크를 통해 전달되는 경우에는, 도 3에 도시된 바와 같이, 의료영상 장치(100)에 통신부(150)가 더 포함될 수 있다. 통신부는 외부 장치와 통신을 가능하게 하는 하나 이상의 구성 요소를 포함할 수 있으며, 예를 들어 근거리 통신 모듈, 유선 통신 모듈 및 무선 통신 모듈을 포함할 수 있다.
- [0051] 근거리 통신 모듈은 소정 거리 이내의 위치하는 장치와 근거리 통신을 수행하기 위한 모듈을 의미한다. 일 실시예에 적용될 수 있는 근거리 통신 기술에는 무선 랜(Wireless LAN), 와이파이(Wi-Fi), 블루투스, 지그비(zigbee), WFD(Wi-Fi Direct), UWB(ultra wideband), 적외선 통신(IrDA, infrared Data Association), BLE(Bluetooth Low Energy), NFC(Near Field Communication) 등이 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0052] 유선 통신 모듈은 전기적 신호 또는 광 신호를 이용한 통신을 위한 모듈을 의미하며, 유선 통신 기술에는 페어 케이블(pair cable), 동축 케이블, 광섬유 케이블 등을 이용한 유선 통신 기술이 포함될 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니며 상기 예시 외에도 당업자에게 자명한 유선 통신 기술이 포함될 수 있다.
- [0053] 무선 통신 모듈은, 이동 통신망 상에서의 기지국, 외부의 장치, 서버 중 적어도 하나와 무선 신호를 송수신하기 위한 안테나 또는 무선 통신 칩을 포함할 수 있고, 일 예로, 미국 전기 전자 학회의 무선 랜 규격(IEEE802.11

x)을 지원하는 무선 통신 모듈일 수도 있다.

- [0054] 도 4는 의료영상 장치가 초음파 의료영상 장치로 구현되는 경우의 외관도이고, 도 5a 및 도 5b는 초음파 의료영상 장치에 포함되는 프로브의 외관도이다.
- [0055] 도 4를 참조하면, 의료영상 장치(100)의 외관은 디스플레이부(141) 및 입력부(142)가 마련된 본체(101)와, 본체(101)에 연결된 프로브(105)를 포함할 수 있다.
- [0056] 프로브(105)의 내부에는 영상 획득부(110)의 구성 중 일부가 포함될 수 있는바, 일 예로, 트랜스듀서(111), 송신 빔포머(112), 수신기(113) 및 수신 빔포머(114)가 프로브(105)에 내장될 수도 있고, 트랜스듀서(111) 및 수신기(113)는 프로브(105)에 내장되고 송신 빔포머(112)와 수신 빔포머(114)는 본체(101)에 내장될 수도 있다. 프로브(105)에는 트랜스듀서(111)만 내장되면 되고, 나머지 구성요소들의 물리적인 위치에는 제한을 두지 않는다.
- [0057] 프로브(105)는 케이블(104)을 통해 본체(101)와 연결될 수 있다. 케이블(104)의 일 측 말단은 프로브(105)와 연결되고, 타 측 말단에는 본체(101)의 슬롯(103)에 결합 또는 분리가 가능한 커넥터(102)가 마련될 수 있다. 케이블(104)을 이용하여 본체(101)와 프로브(105) 사이에 제어 명령이나 데이터를 주고 받을 수 있다. 또는, 프로브(105)가 무선 프로브로 구현되는 경우에는 케이블(104)이 아닌 무선 네트워크를 통해 본체(101)와 연결될 수 있다.
- [0058] 트랜스듀서(111)는 복수의 트랜스듀서 엘리먼트가 배열된 형태로 구현될 수 있다. 복수의 트랜스듀서 엘리먼트는 도 5a에 도시된 바와 같이 선형(linear)으로 배열되는 것도 가능하고, 곡면(convex)으로 배열되는 것도 가능하다. 곡면으로 배열되는 경우에는 프로브(105)로부터 조사되는 초음파 빔이 부채꼴 모양이기 때문에, 생성되는 초음파 영상도 부채꼴 모양이 될 수 있다.
- [0059] 도 5a 에 도시된 트랜스듀서 엘리먼트는 1차원으로 배열되었으나, 도 5b에 도시된 바와 같이 2차원으로 배열되는 경우도 가능하다. 트랜스듀서 엘리먼트가 2차원으로 배열되면 트랜스듀서를 스윙(swing)시키지 않고서도 대상체의 3차원 영상을 획득할 수 있다.
- [0060] 다시 도 4를 참조하면, 의료영상 장치(100)의 본체(101)에는 초음파 영상을 단일하게 디스플레이하거나, 초음파 영상과 다른 종류의 영상을 융합하여 디스플레이하거나, 또는 의료영상 장치(100)의 제어 명령을 입력 받기 위해 필요한 화면을 디스플레이하는 디스플레이부(141)가 마련될 수 있다.
- [0061] 디스플레이부(141)는 LCD(Liquid Crystal Display), LED(Light Emission Diode), PDP(Plasma Display Panel), OLED(Organic Light Emission Diode) 등의 다양한 디스플레이 장치 중 적어도 하나로 구현될 수 있다.
- [0062] 도 4의 예시에서는 디스플레이부(141)가 하나의 화면으로 구성되는 것으로 하였으나, 이는 일 예시에 불과하고 디스플레이부(141)가 복수의 화면으로 구성되는 것도 가능하다.
- [0063] 또한, 본체(101)에는 사용자로부터 제어 명령을 입력 받는 입력부(142)가 마련될 수 있다. 입력부(142)는 조그셔틀(jog shuttle), 트랙볼(track ball), 버튼, 마우스, 키보드, 터치 패널 등의 다양한 입력 장치 중 적어도 하나로 구현될 수 있다.
- [0064] 도 6a는 제2의료영상 장치가 컴퓨터 단층촬영 장치로 구현되는 경우의 외관도이며, 도 6b는 제2의료영상 장치가 자기공명 의료영상 장치로 구현되는 경우의 외관도이고, 도 6c는 제2영상 데이터에 포함되는 정보를 모식적으로 나타낸 도면이다.
- [0065] 도 6a의 예시와 같이 제2의료영상 장치(200)는 컴퓨터 단층촬영 장치로 구현되는 것이 가능하다. 제 2의료영상 장치(200)는 제2영상을 획득하는 영상 획득부(210)를 포함할 수 있고, 영상 획득부(210)는 엑스선을 발생시켜 대상체에 조사하는 엑스선 소스(211) 및 대상체를 투과한 엑스선을 검출하는 엑스선 검출기(212)를 포함한다.
- [0066] 엑스선 소스(211)와 엑스선 검출기(212)는 서로 마주본 상태로 갠트리(202)에 장착되고, 환자 테이블(201)이 환자(P)를 보어(204)로 이송하면 갠트리(202)가 보어(204)의 주위를 회전하면서 환자(P)를 스캔하여 투영 데이터를 획득한다.
- [0067] 제2의료영상 장치(200)는 사용자 인터페이스를 제공하고, 투영 데이터에 관한 각종 처리를 수행하여 볼륨 데이터를 생성하는 워크 스테이션(240)을 포함할 수 있다.
- [0068] 워크 스테이션(240)은 생성된 영상을 디스플레이하는 디스플레이부(241) 및 사용자로부터 제어 명령을 입력 받

는 입력부(242)를 포함할 수 있는바, 디스플레이부(241)와 입력부(242)에 관한 설명은 전술한 의료영상 장치(100)의 디스플레이부(141)와 입력부(142)에 관한 설명과 동일하다.

- [0069] 도면이 도시되지는 않았으나, 제2의료영상 장치(200)는 영상 획득부(210)가 획득한 투영 데이터를 재구성하여 대상체의 단면 영상을 생성하고 복수의 단면 영상을 축적하여 대상체의 3차원 볼륨 데이터를 생성하는 영상 처리부를 더 포함할 수 있고, 영상 처리부는 워크 스테이션(240)에 마련될 수 있다.
- [0070] 또는, 도 6b에 도시된 바와 같이 제2의료영상 장치(200)가 자기공명 영상 장치로 구현되는 것도 가능하다. 이 경우에도, 제2의료영상 장치(200)는 제2영상을 획득하는 영상 획득부(210)를 포함할 수 있으며, 영상 획득부(210)는 보어(204)를 둘러싸는 자석 어셈블리(213)를 포함하고, 자석 어셈블리(213)는 보어(204)에 정자장(static magnetic field)을 형성하는 정자장 코일(213a), 정자장에 경사를 인가하여 경사자장(gradient magnetic field)을 형성하는 경사 코일(213b) 및 대상체에 RF 펄스를 인가하여 원자핵을 여기시키고 원자핵으로부터 에코 신호를 수신하는 RF 코일(213c)을 포함한다.
- [0071] 정자장이 형성된 보어(204)에 환자 테이블(201)이 이송되면 경사 자장 및 RF 펄스를 인가하여 환자(P)를 구성하는 원자핵을 여기시키고 그로부터 발생하는 에코 신호를 수신하여 대상체의 내부를 영상화할 수 있다.
- [0072] 워크 스테이션(240)에 마련된 영상 처리부는 에코 신호를 재구성하여 대상체의 단면 영상을 생성하고, 복수의 단면 영상을 축적하여 3차원 볼륨 데이터를 생성할 수 있다.
- [0073] 도 6c를 참조하면, 환자(P)의 종축이 z축과 평행한 상태에서 스캔이 이루어진 경우에, 영상 처리부는 엑스선 검출기(212)가 검출한 엑스선에 관한 데이터 또는 RF 코일(213c)이 수신한 에코 신호에 관한 데이터를 재구성하여 z축과 수직인 단면 영상을 생성할 수 있다.
- [0074] 또한, 영상 처리부는 환자(P)의 종축 방향을 따라 복수의 단면 영상($I_1, \dots, I_n$)(n 은 2 이상의 정수)을 생성할 수 있고, 복수의 단면 영상을 축적하여 환자(P)의 일정 영역에 대한 3차원 볼륨 데이터(V_p)를 생성할 수 있다. 3차원 볼륨 데이터(V_p)는 일정한 간격마다 샘플링된 스칼라 값 또는 벡터 값을 갖는 복셀들로 구성될 수 있다.
- [0075] 환자(P)의 3차원 볼륨 데이터(V_p)는 제2의료영상 장치(200)에 구비된 통신부나 USB와 같은 저장매체를 통해 외부의 다른 장치로 전달될 수 있다. 제2의료영상 장치(200)에 구비된 통신부 역시 외부 장치와 통신을 가능하게 하는 하나 이상의 구성 요소를 포함할 수 있으며, 예를 들어 근거리 통신 모듈, 유선 통신 모듈 및 무선 통신 모듈을 포함할 수 있다. 각각의 통신 모듈에 대한 설명은 전술한 제1의료영상 장치(100)에 구비된 통신부(150)에 관한 설명과 동일하므로 생략한다.
- [0076] 도 7은 일 실시예에 따른 의료영상 장치가 제2의료영상 장치로부터 영상 데이터를 수신하는 과정을 모식적으로 나타낸 도면이다.
- [0077] 도 7을 참조하면, 먼저 제2의료영상 장치(200)를 이용하여 환자(P)의 일정 영역(R)에 대한 3차원 볼륨 데이터(V_p)를 획득한다. 이 3차원 볼륨 데이터(V_p)가 제1의료영상 장치(100)로 전달되는 제2영상 데이터가 된다.
- [0078] 제2의료영상 장치(200)의 통신부는 네트워크를 통해 제2영상 데이터를 제1의료영상 장치(100)로 바로 전송할 수도 있으나, 제2의료영상 장치(200)와 제1의료영상 장치(100)에서 획득한 영상들을 통합적으로 관리하는 중앙 서버(10)를 통해 전송하는 것도 가능하다.
- [0079] 중앙 서버(10)는 PACS(Picture Archiving Communication System)로 구현될 수 있고, 제2의료영상 장치(200)와 제1의료영상 장치(100) 뿐만 아니라, 제2의료영상 장치(200)와 제1의료영상 장치(100)가 위치하는 기관의 다른 의료영상 장치들이 획득한 영상들도 중앙 서버(10)로 전송되어 관리될 수 있다.
- [0080] 중앙 서버(10)는 제2의료영상 장치(200)로부터 제2영상 데이터를 수신하여 저장하고, 필요에 따라 저장된 제2영상 데이터를 제1의료영상 장치(100)로 전송한다. 예를 들어, 제1의료영상 장치(100)가 중앙 서버(10)에 특정 환자의 제2영상 데이터를 요청하는 경우에 제1 의료영상 장치(100)로 제2영상 데이터를 전송할 수 있다.
- [0081] 제1의료영상 장치(100)의 통신부(150)는 중앙 서버(10)로부터 제2영상 데이터를 수신하여 저장부(120)에 저장하고, 환자에 대한 제1영상 데이터가 획득되면, 영상 융합부(130)가 획득된 제1영상과 저장된 제2영상을 융합할 수 있다. 여기서, 제1의료영상 장치(100)가 수신하는 제2영상 데이터는 현재 촬영하고자 하는 환자(P)에 대한 것으로서, 일반적인 환자의 지칭과 구별하기 위해 제1의료영상 장치에서 현재 촬영하고자 하는 환자를 대상 환자라 하기로 한다.

- [0082] 대상 환자에 대한 제1영상과 제2영상의 획득 시기에는 차이가 있을 수 있다. 예를 들어, 제2영상 데이터를 획득하고 수 일이 경과한 이후에 제1영상을 획득할 수도 있고, 수 시간이 경과한 이후에 획득할 수도 있다. 제2영상 데이터는 제1영상을 획득하기 전에 미리 획득되어 있거나 하면 되고, 구체적인 획득 시점에 대해서는 제한을 두지 않는다.
- [0083] 제1의료영상 장치(100)는 영상을 이용하여 시술을 수행하는 인터벤션(interventional) 시술법에 적용될 수 있다. 인터벤션 시술법은 의료 영상 장치를 유도 장치로 사용하여 진단이나 치료를 수행하는 시술법이다. 구체적인 시술의 예시로 고주파 열치료(Radiofrequency Ablation: RFA)와 고강도 집속 초음파(High-Intensity Focused Ultrasound: HIFU)를 들 수 있다. 고주파 열치료는 병변에 전극을 삽입하여 고주파를 발생시키고, 고주파에 의한 열로 병변을 태워 제거하는 치료법이다. 고주파 열치료는 간에 존재하는 암세포를 제거하는데 효과적으로 사용될 수 있다. 고강도 집속 초음파는 고강도 에너지의 초음파를 한 곳에 집중시켜 병변 세포를 선택적으로 응고 괴사(coagulation necrosis)시키는 치료법이다. 이러한 시술을 수행함에 있어서는, 병변과 주변의 정상 조직을 정확하게 구별하는 것이 중요하기 때문에 체내의 구조적인 정보 또는 해부학적인 정보를 제공하는 영상을 제2영상으로 선택하여 제1영상과 함께 상호 보완적으로 사용할 수 있다.
- [0084] 구체적으로, 제1의료영상 장치(100)가 초음파 의료영상 장치로 구현되고, 제2의료영상 장치(200)가 컴퓨터 단층촬영 장치로 구현되어 고주파 열치료를 수행할 수 있다. 이 경우, 제2의료영상 장치(200)를 이용하여 대상 환자의 간에 대한 3차원 볼륨 데이터를 미리 획득한다. 제1의료영상 장치(100)의 통신부(150)는 제2의료영상 장치(200)가 획득한 3차원 볼륨 데이터를 수신하고, 영상 획득부(110)는 대상 환자의 간에 대한 실시간 초음파 영상을 획득한다.
- [0085] 디스플레이부(141)는 실시간으로 획득되는 초음파 영상을 디스플레이하고, 사용자는 디스플레이된 초음파 영상을 실시간으로 확인하면서 대상 환자에 대한 시술을 수행할 수 있다. 여기에, 미리 저장되어 있는 3차원 볼륨 데이터로부터 대상 환자의 초음파 영상에 대응되는 단층 영상을 추출하여 실시간 초음파 영상과 함께 디스플레이하면, 시술의 정밀도를 향상시킬 수 있다.
- [0086] 환자는 호흡이나 심장 박동과 같은 특정 움직임을 갖게 되고, 간을 비롯한 환자 내부의 장기들은 이러한 움직임으로 인해 변형될 수 있다. 따라서, 영상 융합부(130)는 제1영상과 제2영상을 융합함에 있어서, 환자의 특정 움직임을 반영하여 제2영상을 변형한다. 이하, 영상 융합부(130)의 구성 및 동작을 구체적으로 설명하도록 한다.
- [0087] 도 8은 영상 융합부의 구성이 구체화된 일 예시에 관한 제어 블록도이다.
- [0088] 도 8을 참조하면, 영상 융합부(130)는 제1영상과 제2영상을 정합하는 영상 정합부(131), 환자의 특정 움직임에 의한 객체의 변형을 나타내는 환자 적응형 객체 모델을 생성하는 모델 생성부(132) 및 환자의 특정 움직임에 의한 객체의 변형을 반영하여 환자의 제2영상을 변형하는 영상 변형부(133)를 포함한다.
- [0089] 영상 융합부는 후술할 각 구성요소의 동작을 실행하기 위한 프로그램 및 데이터를 저장하는 메모리와, 메모리에 저장된 프로그램에 따라 데이터를 처리하는 마이크로 프로세서를 포함할 수 있다. 또한, 영상 융합부에 포함되는 각각의 구성요소들은 별도의 마이크로 프로세서에 의해 구현될 수도 있고, 둘 이상의 구성요소들이 마이크로 프로세서를 공유할 수도 있다. 또한, 영상 융합부 외에 의료영상 장치의 다른 구성요소들과 마이크로 프로세서를 공유하는 것도 가능하다.
- [0090] 영상 정합부는 서로 대응되는 영역에 대한 제1영상과 제2영상을 함께 디스플레이할 수 있도록, 제1영상과 대응되는 제2영상을 검색하고, 두 영상의 위치를 서로 맞춰주는 정합을 수행할 수 있다. 영상 정합의 방식에는 사용자가 두 영상에서 대응되는 면이나 점들을 지정하여 수동으로 정합하는 방식, 초음파 프로브를 환자의 명치와 같이 찾기 쉬운 기준점에 위치시키고 제2영상에서 그 기준점에 대응되는 점을 자동으로 검색하여 정합하는 방식 등 다양한 방식이 적용될 수 있는바, 의료영상 장치의 실시예에는 공지된 영상 정합 방식 중 어느 것이든 적용될 수 있다.
- [0091] 한편, 제1영상과 제2영상 사이의 영상 정합은, 제2영상에 환자의 특정 움직임에 의한 객체의 변형을 반영하기 전에 수행될 수도 있고, 반영한 이후에 수행될 수도 있다.
- [0092] 진술한 바와 같이, 환자의 특정 움직임은 호흡이나 심장 박동과 같은 주기적인 움직임을 의미하는바, 이하 구체적인 설명을 위해 환자의 특정 움직임이 호흡인 경우를 예로 들어 설명하도록 한다.
- [0093] 도 9는 호흡 단계와 각 단계에서의 공기의 상대적인 압력을 나타낸 그래프이고, 도 10은 호흡에 의한 장기의 변형을 나타낸 도면이다.

- [0094] 도 9를 참조하면, 호흡 단계(respiratory phase)는 흡기(inspiratory flow) 구간(S_1), 흡기 후 휴지기(inspiratory pause) 구간(S_2), 호기(expiratory flow) 구간(S_3), 호기 후 휴지기(expiratory pause) 구간(S_4)으로 나눌 수 있다. 이 호흡 단계들은 폐와, 폐의 아래에 위치하는 횡격막의 작용으로 결정이 된다. 구체적으로, 횡격막이 하강하면 폐를 둘러싸고 있는 공간이 팽창되면서 폐의 압력이 낮아지고, 폐의 압력을 되돌리기 위해 외부로부터 공기가 유입된다. 반대로, 횡격막이 상승하면 폐를 둘러싸고 있는 공간이 축소되면서 폐의 압력이 높아지고, 폐의 압력을 되돌리기 위해 폐의 공기가 외부로 배출된다. 흡기 구간(S_1)은 공기가 외부로부터 폐로 유입되는 구간이고, 흡기 후 휴지기 구간(S_2)은 더 이상 공기가 폐로 유입되지 않는 구간, 아직 호기가 시작되지 않은 구간을 의미한다. 호기 구간(S_3)은 공기가 폐로부터 외부로 배출되는 구간이고, 호기 후 휴지기 구간(S_4)은 공기가 더 이상 폐로부터 배출되지 않으나 아직 흡기가 시작되지 않은 구간을 의미한다. 이 네 단계의 구간을 하나의 호흡 주기(respiratory cycle)로 볼 수 있다.
- [0095] 각각의 호흡 단계마다 늑골과 횡격막의 위치가 달라지기 때문에, 호흡은 다른 장기들의 형상이나 위치에 영향을 줄 수 있다. 예를 들어, 간은 횡격막의 바로 아래에 위치하기 때문에 횡격막의 이동에 따라 간의 형상이 변형될 수 있다. 도 10의 (a)를 참조하면, 흡기 구간에서는 횡격막이 하강하면서 간을 누르게 되기 때문에 간의 형상이 호기 구간에 비해 상대적으로 납작한 형태가 된다. 도 10의 (b)를 참조하면, 호기 구간에서는 횡격막이 상승하면서 흡기 구간에 비해 간의 형상이 상대적으로 팽창된 형태가 된다.
- [0096] 실시간으로 제1영상을 촬영하는 경우에는 편안한 호흡 상태에서 촬영을 수행하기 때문에, 전술한 바와 같이 각각의 호흡 단계에 따라 장기의 변형이 발생할 수 있다. 일 실시예에 따른 의료영상 장치는 제1영상과 제2영상을 정밀하게 정합하기 위해, 환자의 제2영상에도 호흡에 의한 객체의 변형을 반영하는바, 이를 위해 통계적 객체 모델을 이용하여 환자 적응형 객체 모델을 생성하고, 환자 적응형 객체 모델에 기초하여 제2영상을 변형한다.
- [0097] 한편, 객체는 환자의 내부에 포함되는 간, 폐, 심장, 신장 등과 같은 각종 장기일 수 있고, 의료영상 장치를 이용한 진단이나 시술 목적에 따라 객체가 달라질 수 있다. 예를 들어, 의료영상 장치를 초음파 의료영상 장치로 구현하여 고주파 열치료(RFA)를 수행하는 경우에는, 객체에 간이 포함될 수 있다. 제1영상 또는 제2영상의 FOV(Field of View)에 따라 반드시 하나의 객체만 표시되는 것은 아닌바, 사용자가 관찰하고자 하는 객체, 즉 관심 객체 외에 그와 인접한 다른 객체들도 제1영상 또는 제2영상에 함께 표시될 수 있음은 물론이다.
- [0098] 다시 도 8을 참조하면, 모델 생성부는 호흡에 의한 객체의 변형을 나타내는 통계적 객체 모델을 환자의 제2영상 데이터에 적용하여 환자 적응형 객체 모델을 생성한다. 이를 위해, 통계적 객체 모델이 저장부에 미리 저장될 수 있다. 여기서, 미리 저장된다는 것은 제1영상과 제2영상 사이의 정합과 제2영상의 변형 이전에 저장되어 있다는 것을 의미할 뿐, 통계적 객체 모델이 저장되는 시점에 대한 구체적인 제한은 두지 않는다.
- [0099] 도 11a 및 도 11b는 통계적 객체 모델이 생성되는 과정을 개략적으로 나타낸 도면이다.
- [0100] 통계적 객체 모델은 다수의 환자들을 촬영한 4D 자기 공명 영상으로부터 장기의 각 지점별 위치 변화의 통계적 분포를 구하여 장기의 형상/위치 변화에 관한 표준 모델을 구축함으로써 생성할 수 있다. 다만, 반드시 자기 공명 영상을 촬영해야 하는 것은 아니며, 대상체의 볼륨을 동영상으로 촬영할 수 있는 것이라면 다른 종류의 영상을 촬영하는 것도 가능하다.
- [0101] 도 11a를 참조하면, 환자 1(P_1), 환자 2(P_2), ..., 환자 n (P_n)(n 은 3 이상의 정수)을 촬영한 4D 자기 공명 영상($I_{MR1}, I_{MR2}, \dots, I_{MRn}$)으로부터 각각의 호흡 단계($S_1, \dots, S_4$)에서 획득된 영상을 추출하여 이들을 재구성하고, 리샘플링(resampling)을 통해 환자의 장기간 대응 관계를 획득할 수 있다.
- [0102] 장기의 각 지점이 다음 호흡 단계에서 어느 위치로 이동할 지에 관한 확률 분포를 구하면, 이것이 특정 장기에 대한 통계적 객체 모델이 되고, 통계적 객체 모델은 도 11b에 도시된 바와 같이 저장부(120)에 저장된다. 도 11a 및 11b의 예시에서는 간에 대한 통계적 객체 모델을 예로 들어 도시하였으나, 간 이외에 다른 장기에 대해서도 호흡의 영향이 반영된 통계적 객체 모델을 구축할 수 있음은 물론이다.
- [0103] 한편, 저장부에 저장되는 통계적 객체 모델은 모델 생성부에서 직접 구축되는 것도 가능하고, 다른 외부의 장치에서 구축되어 의료영상 장치로 전달되는 것도 가능하다.
- [0104] 모델 생성부는 대상 환자에 대해 촬영된 4D 의료 영상이 없어도 저장부(120)에 저장된 통계적 객체 모델을 이용하여 대상 환자에 맞게 변형된 환자 적응형 객체 모델을 생성할 수 있다.

- [0105] 도 12는 환자 적응형 객체 모델이 생성되는 과정을 개략적으로 나타낸 도면이다.
- [0106] 모델 생성부는 통계적 객체 모델과 대상 환자의 제2영상 데이터를 이용하여 환자 적응형 객체 모델을 생성한다. 저장부에 저장된 통계적 객체 모델은 대상 환자 본인이 아닌 다른 환자들로부터 획득된 것이므로, 이를 보완하기 위해 모델 생성부가 도 12에 도시된 바와 같이 대상 환자의 제2영상 데이터(V_p)를 통계적 객체 모델에 적용하여 대상 환자의 객체가 호흡 단계에 따라 어떻게 변형되는지에 관한 정보를 포함하는 환자 적응형 객체 모델을 생성할 수 있다. 구체적으로, 모델 생성부는 대상 환자의 장기의 각 지점이 특정 호흡 단계에서 어느 위치로 이동할 지에 관한 이동 확률 분포 파라미터를 획득하고, 획득된 파라미터를 통계적 객체 모델의 이동 확률 분포에 적용하여 환자 적응형 객체 모델을 생성할 수 있다. 생성된 환자 적응형 객체 모델은 저장부에 저장될 수 있다.
- [0107] 한편, 저장부에 저장되는 제2영상 데이터, 통계적 객체 모델, 환자 적응형 객체 모델 등의 데이터는 일시적으로 저장될 수도 있고, 비일시적으로 저장될 수도 있다.
- [0108] 도 13 내지 도 16은 환자의 제1영상과 환자 적응형 객체 모델 사이의 오차를 보정하는 과정을 나타낸 도면이다. 당해 예시에서는 제1영상은 초음파 영상인 것으로 하고, 객체는 환자의 간인 것으로 하여 설명한다.
- [0109] 대상 환자의 건강 상태에 따라 장기의 물성이 달라질 수 있고, 대상 환자의 장기의 상태가 통계적 객체 모델과 차이가 많이 나는 경우에는 영상 정합의 정밀도가 떨어질 수 있다. 영상 변형부는 실시간으로 획득되는 대상 환자의 제1영상과 환자 적응형 객체 모델 사이의 오차를 대상 환자의 장기의 물성을 반영하여 보정함으로써 제2영상을 변형한다. 이하, 제2영상의 변형 과정을 구체적으로 설명한다.
- [0110] 도 13에 도시된 바와 같이, 영상 변형부는 환자 적응형 객체 모델로부터 대상 환자의 현재 호흡 단계에 대응되는 간의 형상(M)을 추출할 수 있다. 이 때, 환자의 호흡은 광학 추적기(optical tracker), 호흡 벨트(respiratory belt), 호흡 측정계(spirometer) 등과 같은 호흡 측정 기구를 이용하여 측정될 수 있다. 그러나, 의료영상 장치의 실시예가 이에 한정되는 것은 아니며, 환자의 호흡이 측정되는 방법에 대해서는 전술한 기구의 사용 외에도 공지된 어떤 기술이든 적용될 수 있다.
- [0111] 영상 변형부는 환자 적응형 객체 모델로부터 추출된 간의 형상(M)과 비교할 타겟 객체(O_T)를 환자의 초음파 영상으로부터 검출한다. 제1영상에 간이 명확히 나타나는 경우에는 추출된 간의 형상과 제1영상에 나타난 간을 직접 비교할 수 있다. 그러나, 초음파 영상(I_p)에서는 간의 경계가 명확하게 나타나지 않으므로, 초음파 영상에 명확하게 나타나면서 간의 형상을 대체할 수 있는 다른 장기를 검출할 수 있다. 일 예로서, 간의 바로 위에 위치하는 횡격막을 타겟 객체(O_T)로서 검출할 수 있다.
- [0112] 그리고, 영상 변형부는 환자 적응형 객체 모델로부터 추출된 간의 형상과, 초음파 영상으로부터 검출된 횡격막 사이의 오차를 계산한다. 오차를 계산하는 것은 환자 적응형 객체 모델로부터 추출된 간의 경계와 초음파 영상으로부터 검출된 횡격막 경계 사이의 거리를 계산하거나, 위치의 차이를 계산하는 것을 포함할 수 있다.
- [0113] 영상 변형부는 계산된 오차를 보정하기 위한 경계 조건을 추정한다. 일 예로, 경계 조건은 외력(f)일 수 있다. 외력은 포텐셜 함수(potential function)와 외력의 관계를 이용하여 계산될 수도 있고, 환자 적응형 객체 모델로부터 추출된 간의 경계와 초음파 영상으로부터 검출된 횡격막 경계 사이의 거리와 탄성 계수를 이용하여 계산될 수도 있다. 다만, 의료영상 장치의 실시예가 이에 한정되는 것은 아니며, 이 외에도 공지된 다양한 수학적 모델링 또는 수학적 알고리즘을 통해 오차를 보정하기 위한 경계 조건을 추정할 수 있다.
- [0114] 영상 변형부는 추정된 외력을 이용하여 대상 환자의 제2영상을 변형할 수 있다. 이 때, 대상 환자의 간이 갖는 물성이 반영된 물리 모델을 이용할 수 있다. 당해 실시예에서는, 영상 변형부가 대상 환자의 장기의 물성을 반영한 물리 모델을 적용하여 영상을 변형하기 때문에 환자 개개인의 장기의 상태가 통계적 객체 모델과 차이가 나더라도 고정밀의 영상 정합을 수행할 수 있게 된다.
- [0115] 구체적으로, 영상 변형부는 제2영상 데이터로부터 추출한 장기의 형상으로부터 물리 모델을 생성할 수 있고, 물리 모델은 장기의 탄성도에 기반한 것일 수 있다. 이 때, 장기의 탄성도는 초음파 탄성기법(Ultrasound elastography)을 이용하여 획득하는 것도 가능하고, 의사와 같은 사용자가 임상 경험, 의학적 지식 등에 근거하여 직접 설정하는 것도 가능하다.
- [0116] 대상 환자의 장기의 물성이 반영된 물리 모델은 아래 [수학식 1]에 의해 표현될 수 있다.

[0117] [수학식 1]

$$M\ddot{q} + D\dot{q} + Kq = f$$

[0118]

[0119] 여기서, f 는 외력(force)을 나타내는 벡터이고, q , $\dot{q}$ 및 $\ddot{q}$ 는 각각 변위(displacement), 속도(velocity) 및 가속도(acceleration)를 나타내는 벡터이다. 또한, M , D 및 K 는 각각 질량(mass), 댐핑(damping) 및 강성(stiffness) 행렬을 나타낸다. M , D 및 K 는 영상 변형부가 알고 있는 데이터이므로, 장기에 가해지는 외력(f)을 알면 q , $\dot{q}$ 및 $\ddot{q}$ 를 계산할 수 있다.

[0120] 따라서, 추정된 외력을 [수학식 1]에 적용하면 q , $\dot{q}$ 및 $\ddot{q}$ 를 계산할 수 있다. 즉, 도 14에 도시된 바와 같이 대상 환자의 장기 전체에 가해지는 외력 분포를 추정하고 장기 전체의 각 지점에서의 q , $\dot{q}$ 및 $\ddot{q}$ 를 추정할 수 있다. 다시 말해, 추정된 외력 분포를 환자 적응형 객체 모델에 적용함으로써, 대상 환자 장기의 물성을 반영하여 환자 적응형 객체 모델을 변형할 수 있다. 즉, 장기의 변형을 추정할 수 있다.

[0121] 영상 변형부는 도 15에 도시된 바와 같이, 대상 환자의 제2영상 데이터(V_p)에 환자 적응형 객체 모델의 변형을 적용한다. 또는, 추정된 외력 분포를 대상 환자의 제2영상 데이터에 바로 적용하여 변형시키는 것도 가능하다. 도 15의 예시에서는 환자의 3차원 볼륨 전체에 환자 적응형 객체 모델의 변형을 적용하는 것으로 한다.

[0122] 영상 정합부는 변형된 제2영상 데이터(V_{pd})로부터 환자의 초음파 영상에 대응되는 단면 영상(I_{pd})을 획득하여 영상 정합을 수행한다.

[0123] 또는, 도 16에 도시된 바와 같이, 제2영상 데이터로부터 환자의 초음파 영상에 대응되는 단면 영상을 추출한 뒤에, 추출된 단면 영상에 대해 환자 적응형 객체 모델의 변형을 적용하는 것도 가능하다. 또는, 추정된 외력 분포를 대상 환자의 추출된 단면 영상에 바로 적용하여 변형시키는 것도 가능하다.

[0124] 전술한 도 15 및 도 16의 예시 중 어느 경우이든 대상 환자의 현재 호흡 단계 및 대상 환자의 장기가 갖는 물성을 반영하여 제2영상을 변형하였기 때문에, 높은 정밀도의 영상 정합을 수행할 수 있게 된다.

[0125] 한편, 전술한 도 8의 예시에서는 영상 융합부에서 직접 환자 적응형 객체 모델을 생성하는 것으로 하였으나, 의료영상 장치의 다른 예시에서는 환자 적응형 객체 모델이 제2의료영상 장치, PACS와 같은 중앙 서버, 사용자 컴퓨터 기타 다른 외부의 장치에서 생성되어 의료영상 장치로 전달되는 것도 가능하다. 의료영상 장치의 저장부는 외부의 장치로부터 전달되는 환자 적응형 객체 모델을 일시적 또는 비일시적으로 저장하고, 영상 융합부는 저장된 환자 적응형 객체 모델과 대상 환자의 제1영상을 이용하여 대상 환자의 제2영상을 변형할 수 있다. 제2영상을 변형하는 동작은 전술한 영상 변형부의 동작과 동일하므로 자세한 설명은 생략한다.

[0126] 이하 영상 처리 장치의 실시예를 설명하도록 한다.

[0127] 도 17은 일 실시예에 따른 영상 처리 장치의 제어 블록도이다.

[0128] 도 17을 참조하면, 일 실시예에 따른 영상 처리 장치(300)는 환자의 제2영상 데이터(V_p)와 통계적 객체 모델을 저장하는 저장부(310), 환자의 제1영상과 제2영상을 정합하는 영상 정합부(320), 통계적 객체 모델을 환자의 제2영상 데이터에 적용하여 환자 적응형 객체 모델을 생성하는 모델 생성부(330) 및 환자의 현재 호흡 단계에 따라 환자의 제2영상을 변형하는 영상 변형부(340)를 포함한다.

[0129] 환자의 제2영상 데이터(V_p)는 환자의 제1영상을 촬영하기 전에 제2의료영상 장치에 의해 미리 획득된 데이터이며, 3차원 볼륨 데이터일 수 있다.

[0130] 통계적 객체 모델은 다수의 환자들을 촬영한 4D 의료 영상으로부터 장기의 각 지점별 위치 변화의 통계적 분포를 구하여 장기의 형상/위치 변화에 관한 표준 모델을 구축함으로써 생성할 수 있다. 통계적 객체 모델은 모델 생성부(330)에서 생성되는 것도 가능하나, 이에 한정되지 않고 다른 외부의 장치에서 생성되어 영상 처리 장치

(300)로 전달되는 것도 가능하다. 통계적 객체 모델에 관한 설명은 앞서 의료 영상 장치의 실시예에서 설명한 바와 동일하므로, 여기서는 자세한 설명을 생략하도록 한다.

- [0131] 저장부(310)는 램(RAM: Read Access Memory), 롬(ROM: Read Only Memory), 플래시 메모리와 같은 반도체 메모리, 자기 디스크(magnetic disk)와 같은 자기 메모리, CD-ROM과 같은 광 디스크(optical disk) 등의 저장 매체를 포함할 수 있다.
- [0132] 영상 정합부(320)는 서로 대응되는 영역에 대한 제1영상과 제2영상을 함께 디스플레이할 수 있도록, 제1영상과 대응되는 제2영상을 검색하고, 두 영상의 위치를 서로 맞춰주는 정합을 수행할 수 있다. 제1영상과 제2영상 사이의 영상 정합은, 제2영상에 환자의 특정 움직임에 의한 객체의 변형을 반영하기 전에 수행될 수도 있고, 반영한 이후에 수행될 수도 있다.
- [0133] 모델 생성부(330)는 저장부(310)에 저장된 통계적 객체 모델을 환자의 제2영상 데이터에 적용하여 환자 적응형 객체 모델을 생성한다. 구체적으로, 모델 생성부(330)는 환자 장기의 각 지점이 특정 호흡 단계에서 어느 위치로 이동할 지에 관한 이동 확률 분포 파라미터를 획득하고, 획득된 파라미터를 통계적 객체 모델의 이동 확률 분포에 적용하여 환자 적응형 객체 모델을 생성할 수 있다. 따라서, 환자 적응형 모델은 환자의 객체가 호흡 단계에 따라 어떻게 변형되는지에 관한 통계적인 확률 정보를 포함할 수 있다.
- [0134] 영상 변형부(340)는 실시간으로 획득되는 환자의 제1영상과 환자 적응형 객체 모델 사이의 오차를 보정하여 제2영상을 변형한다. 구체적으로, 환자 적응형 객체 모델로부터 현재 호흡 단계에 대응되는 장기의 형상을 추출하고, 추출된 장기의 형상과 비교할 타겟 객체를 환자의 초음파 영상으로부터 검출한다. 추출된 장기가 제1의 영상에서 명확하게 나타나지 않는 경우에는 이를 대체할 수 있는 다른 장기를 검출할 수도 있다. 예를 들어, 관심 객체가 간에 해당하고 제1의 영상에서 초음파 영상인 경우에는, 초음파 영상에 그 경계가 명확하게 나타나지 않는 간 대신에 횡격막을 검출할 수 있다. 그리고, 영상 변형부는 환자 적응형 객체 모델로부터 추출된 간의 형상과, 초음파 영상으로부터 검출된 횡격막 사이의 오차를 계산하고, 계산된 오차를 보정하기 위한 외력(f)을 추정한다. 추정된 외력을 이용하여 환자의 제2영상을 변형한다.
- [0135] 구체적으로, 추정된 외력을 이용하여 환자의 제2영상을 변형함에 있어서, 환자의 장기가 갖는 물리적 특성이 반영된 물리 모델을 이용할 수 있다. 추정된 외력을 물리 모델에 반영하여 대상 환자의 장기의 변형을 추정하고, 추정된 장기의 변형을 제2영상 데이터 또는 제2영상에 적용할 수 있다. 여기서, 장기의 변형을 추정하는 것은 환자 적응형 객체 모델을 변형시키는 것을 의미할 수 있다. 영상 변형부(340)가 환자 장기의 물성을 반영한 물리 모델을 적용하여 영상을 변형하기 때문에 환자 개개인의 장기의 상태가 통계적 객체 모델과 차이가 나더라도 고정밀의 영상 정합을 수행할 수 있게 된다.
- [0136] 영상 정합부(320), 모델 생성부(330) 및 영상 변형부(340)는 각각의 동작을 실행하기 위한 프로그램에 따라 데이터를 처리하는 마이크로 프로세서로 구현될 수 있고, 각각의 동작을 실행하기 위한 프로그램은 메모리에 저장될 수 있다. 여기서, 메모리는 저장부(310)를 구현하는 메모리와 동일한 것일 수도 있고, 별도로 마련되는 것일 수도 있다. 영상 정합부(320), 모델 생성부(330) 및 영상 변형부(340)는 각각 별도의 마이크로 프로세서로 구현될 수도 있고, 하나 또는 둘 이상의 마이크로 프로세서를 공유할 수도 있다.
- [0137] 전술한 영상 처리 장치(300)의 구성요소들은 동일한 명칭을 갖는 의료영상 장치(100)의 구성요소들과 동일한 동작을 수행할 수 있다. 따라서, 도 16을 참조하여 기재한 설명 외에 앞서 의료영상 장치(100)의 실시예에서 설명한 내용들이 영상 처리 장치(300)에도 적용될 수 있음은 물론이다.
- [0138] 또한, 전술한 의료영상 장치의 실시예에서와 마찬가지로, 환자 적응형 객체 모델이 영상 처리 장치 외에 다른 외부의 장치에서 생성되어 전달되는 것도 가능하다. 이 경우, 모델 생성부는 영상 처리 장치의 구성요소에서 제외될 수 있고, 저장부에는 다른 외부의 장치로부터 전달되는 환자 적응형 객체 모델이 일시적 또는 비일시적으로 저장될 수 있다.
- [0139] 한편, 영상 처리 장치(300)는 초음파 영상 장치, 광 간섭성 단층 촬영 장치, 자기 공명 영상 장치, 엑스선 영상 장치, 단일광자 단층촬영 장치 및 양전자 단층촬영 장치 등과 같은 의료영상 장치의 구성요소로 포함될 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니며, 사용자 컴퓨터나 중앙 서버의 구성요소로 포함되는 것도 가능하다.
- [0140] 이하 영상 융합 방법의 실시예를 설명한다.
- [0141] 도 18은 일 실시예에 따른 영상 융합 방법의 일 예시에 관한 플로우차트이다.
- [0142] 도 18을 참조하면, 제1의료영상 장치는 통계적 객체 모델을 저장한다(411). 통계적 객체 모델은 다수의 환자들

을 촬영한 4D 의료 영상으로부터 장기의 각 지점별 위치 변화의 통계적 분포를 구하여 장기의 형상/모션 변화에 관한 표준 모델을 구축함으로써 생성될 수 있다. 통계적 객체 모델은 제1의료영상 장치에서 생성될 수도 있고, 외부의 다른 장치에서 생성되어 전달될 수도 있다.

[0143] 제2의료영상 장치는 환자의 제2영상 데이터를 획득하고(412), 환자의 제2영상 데이터를 제1의료영상 장치에 전달한다(413). 여기서, 제2영상 데이터는 3차원 볼륨 데이터일 수 있다. 제1의료영상 장치와 제2의료영상 장치는 서로 다른 종류의 의료 영상을 획득하는 장치로서, 초음파 영상 장치, 광 간섭성 단층 촬영 장치, 자기 공명 영상 장치, 엑스선 영상 장치, 단일광자 단층촬영 장치 및 양전자 단층촬영 장치를 포함하는 그룹에서 각각 선택되는 서로 다른 의료영상 장치일 수 있다. 환자의 제2영상 데이터는 무선 통신, 유선 통신 또는 근거리 통신에 의해 제2의료영상 장치로부터 제1의료영상 장치로 전송될 수도 있고, USB와 같은 저장매체를 통해 전달될 수도 있다. 또한, 제2의료영상 장치로부터 제1의료영상 장치로 직접 전송될 수도 있고, PACS와 같은 매개체를 거쳐서 전송될 수도 있다.

[0144] 제1의료영상 장치는 통계적 객체 모델과 환자의 제2영상 데이터를 이용하여 환자 적응형 객체 모델을 생성한다(414). 통계적 객체 모델은 환자 본인이 아닌 다른 환자들로부터 획득된 것이므로, 이를 보완하기 위해 본인의 제2영상 데이터를 통계적 객체 모델에 적용하여 환자의 객체가 호흡 단계에 따라 어떻게 변형되는지에 관한 정보를 포함하는 환자 적응형 객체 모델을 생성할 수 있다. 구체적으로, 환자 장기의 각 지점이 특정 호흡 단계에서 어느 위치로 이동할 지에 관한 이동 확률 분포 파라미터를 획득하고, 획득된 파라미터를 통계적 객체 모델의 이동 확률 분포에 적용하여 환자 적응형 객체 모델을 생성할 수 있다.

[0145] 제1의료영상 장치는 환자의 제1영상을 획득한다(415). 제1영상은 실시간으로 획득될 수 있고, 호흡이나 심장 박동과 같은 주기적인 움직임에 의한 객체의 변형이 제1영상에 나타날 수 있다.

[0146] 제1영상과 제2영상의 초기 정합을 수행할 수 있다(416). 다만, 제2영상의 변형을 수행하기 전에 초기 정합이 반드시 이루어져야 하는 것은 아니며, 제2영상의 변형을 수행한 뒤에 두 영상의 정합이 이루어지는 것도 가능하다. 영상 정합의 방식에는 제한을 두지 않는바, 공지된 영상 정합 방식 중 어느 것을 적용해도 무방하다.

[0147] 환자 적응형 객체모델과 제1영상 사이의 오차를 보정하기 위한 경계조건을 추정하고(417), 추정된 경계조건을 이용하여 제2영상을 변형한다(418). 추정되는 경계조건은 외력일 수 있고, 추정된 경계조건을 이용한 제2영상의 변형에는 환자 장기의 물성이 반영된 물리 모델이 적용될 수 있다. 이들 단계에 관해서는 뒤에서 더 자세하게 설명하도록 한다.

[0148] 변형된 제2영상과 제1영상을 융합하여 디스플레이한다(419). 두 영상은 다양한 방식으로 융합될 수 있다. 예를 들어, 두 영상은 상호 정합된 상태에서 중첩되어 디스플레이될 수도 있고, 상하 또는 좌우로 나란히 배열되어 디스플레이될 수도 있다. 당해 실시예에서는 영상의 융합 방식에 제한을 두지 않는바, 공지된 영상 융합 방식 중 어느 것이 적용되어도 무방하다.

[0149] 한편, 도 18의 플로우차트에 도시된 각각의 단계들이 일 실시예에 따른 영상 융합 방법에 모두 포함되어야 하는 것은 아니다. 다시 말해, 일 실시예에 따른 영상 융합 방법은 도 18의 플로우차트에 도시된 단계들을 필요에 따라 선택적으로 포함할 수 있다. 예를 들어, 제1의료영상 장치에서 수행되는 단계들(411, 414, 415, 416, 417, 418, 419)만 일 실시예에 따른 영상 융합 방법에 포함되는 것이 가능하다.

[0150] 도 19는 일 실시예에 따른 영상 융합 방법의 다른 예시에 관한 플로우차트이다.

[0151] 도 19를 참조하면, 통계적 객체 모델이 제2의료영상 장치에 저장되는 것도 가능하다(421). 그리고, 환자의 제2영상 데이터가 획득되면(422), 제2의료영상 장치에서 통계적 객체 모델을 환자의 제2영상 데이터에 적용하여 환자 적응형 객체 모델을 생성한다(423). 환자의 제2영상 데이터와 환자 적응형 객체 모델은 제1의료영상 장치로 전달된다(424).

[0152] 제1의료영상 장치에서는 환자의 제1영상이 획득되고(425), 제1영상과 제2영상의 초기 정합이 이루어질 수 있다(426). 환자 적응형 객체 모델과 제1영상 사이의 오차를 보정하기 위한 경계조건을 추정하고(427), 추정된 경계조건을 이용하여 제2영상을 변형한다(428). 그리고, 변형된 제2영상과 제1영상을 융합하여 디스플레이한다(429).

[0153] 앞서 도 18에 대해 설명한 바와 마찬가지로, 도 19의 플로우차트에 도시된 각각의 단계들이 일 실시예에 따른 영상 융합 방법에 모두 포함되어야 하는 것은 아니다. 다시 말해, 일 실시예에 따른 영상 융합 방법은 도 19의 플로우차트에 도시된 단계들을 필요에 따라 선택적으로 포함할 수 있다. 예를 들어, 제1의료영상 장치에서 수행

되는 단계들(425, 426, 427, 428, 429)만 일 실시예에 따른 영상 융합 방법에 포함되는 것이 가능하다.

[0154] 도 20은 일 실시예에 따른 영상 융합 방법의 또 다른 예시에 관한 순서도이다.

[0155] 도 20을 참조하면, 통계적 객체 모델이 제1의료영상 장치나 제2의료영상 장치가 아닌 다른 장치, 예를 들어, 사용자의 컴퓨터나 PACS를 구성하는 컴퓨터(20)에 저장될 수 있다(431). 다른 장치에서 통계적 객체 모델을 직접 생성할 수도 있고, 또 다른 장치로부터 전달받을 수도 있다. 통계적 객체 모델은 다수의 환자들을 촬영한 4D 의료 영상으로부터 장기의 각 지점별 위치 변화의 통계적 분포를 구하여 장기의 형상/위치 변화에 관한 표준 모델을 구축함으로써 생성할 수 있다. 구체적으로, 여러 환자들을 촬영한 4D 의료 영상으로부터 각각의 호흡 단계에서 획득된 영상을 추출하여 이들을 재구성하고, 리샘플링(resampling)을 통해 환자의 장기간 대응 관계를 획득할 수 있다. 장기의 각 지점이 다음 호흡 단계에서 어느 위치로 이동할 지에 관한 확률 분포를 구하면, 이것이 특정 장기에 대한 통계적 객체 모델이 된다.

[0156] 제2의료영상 장치에서는 환자의 제2영상 데이터를 획득하고(432), 환자의 제2영상 데이터를 다른 장치로 전달한다(433). 제2의료영상 장치에서 다른 장치로 제2영상 데이터를 전달할 때에도, 유선 통신, 무선 통신 또는 근거리 통신을 이용하거나, USB와 같은 저장매체를 이용할 수 있다.

[0157] 환자의 제2영상 데이터를 전달받은 다른 장치는 환자의 제2영상 데이터에 통계적 객체 모델을 적용하여 환자 적응형 객체 모델을 생성한다(434). 그리고, 환자 적응형 객체 모델과 환자의 제2영상 데이터를 제1의료영상 장치에 전달한다(435). 또는, 환자의 제2영상 데이터는 제2의료영상 장치로부터 제1의료영상 장치로 전달되고, 다른 장치를 제1의료영상 장치에 환자 적응형 객체 모델만 전달하는 것도 가능하다.

[0158] 제1의료영상 장치는 환자의 제1영상을 획득하고(436), 제1영상과 제2영상의 초기 정합을 수행할 수 있다(437). 그리고, 환자 적응형 객체 모델과 제1영상 사이의 오차를 보정하기 위한 경계조건을 추정하고(438), 추정된 경계조건을 이용하여 제2영상을 변형한다(439). 그리고, 변형된 제2영상과 제1영상을 융합하여 디스플레이한다(440).

[0159] 앞서 도 18 및 도 19에 대해 설명한 바와 마찬가지로, 도 20의 플로우차트에 도시된 각각의 단계들이 일 실시예에 따른 영상 융합 방법에 모두 포함되어야 하는 것은 아니다. 다시 말해, 일 실시예에 따른 영상 융합 방법은 도 20의 플로우차트에 도시된 단계들을 필요에 따라 선택적으로 포함할 수 있다. 예를 들어, 제1의료영상 장치에서 수행되는 단계들(436, 437, 438, 439, 440)만 일 실시예에 따른 영상 융합 방법에 포함되는 것이 가능하다.

[0160] 도 21 및 도 22는 일 실시예에 따른 영상 융합 방법이 있어서, 제2영상을 변형하는 과정을 구체화한 플로우차트이다. 도 21의 플로우차트는 전술한 도 18 내지 도 20에 따른 영상 융합 방법에서 환자 적응형 객체 모델과 제1영상 사이의 오차를 보정하기 위한 경계조건을 추정하고, 추정된 경계조건을 적용하여 제2영상을 변형하는 단계를 구체적으로 나타낸 것이다.

[0161] 도 21을 참조하면, 먼저 대상 환자의 현재 호흡 단계를 검출한다(451). 환자의 호흡은 광학 추적기(optical tracker), 호흡 벨트(respiratory belt), 호흡 측정계(spirometer) 등과 같은 호흡 측정 기구를 이용하여 측정될 수 있다. 그러나, 영상 융합 방법의 실시예가 이에 한정되는 것은 아니며, 환자의 호흡이 측정되는 방법에 대해서는 전술한 기구의 사용 외에도 공지된 어떤 기술이든 적용될 수 있다.

[0162] 환자 적응형 객체 모델로부터 대상 환자의 현재 호흡 단계에 대응되는 객체의 형상을 추출한다(452).

[0163] 그리고, 대상 환자의 제1영상에 나타난 객체와 환자 적응형 객체 모델로부터 추출된 객체 형상 사이의 오차를 계산한다(453). 이를 위해, 환자 적응형 객체 모델로부터 추출된 객체의 형상과 비교할 타겟 객체를 대상 환자의 제1 영상으로부터 검출한다. 제1영상에 해당 객체가 명확히 나타나는 경우에는 추출된 객체의 형상과 제1영상에 나타난 객체를 직접 비교할 수 있다. 그러나, 제1영상에 해당 객체의 경계가 명확하게 나타나지 않는 경우에는, 제1영상에 명확하게 나타나면서 해당 객체의 형상을 대체할 수 있는 다른 객체를 검출할 수 있다. 일 예로서, 해당 객체가 간인 경우에는 간의 바로 위에 위치하는 횡격막을 타겟 객체로서 검출할 수 있다.

[0164] 오차를 보정하기 위한 경계 조건을 추정한다(454). 일 예로, 경계 조건은 외력일 수 있다.

[0165] 추정된 경계 조건을 물리 모델에 적용하여 객체의 변형을 추정한다(455). 물리 모델은 대상 환자의 객체 물성을 반영한 것으로서, 제2영상 데이터로부터 추출한 객체의 형상과 객체의 탄성도에 기초하여 생성될 수 있으며, 상기 [수학적식 1]에 의해 표현될 수 있다. 추정된 경계 조건을 대상 환자의 객체 물성을 반영한 물리 모델에 적용

하여 환자 적응형 객체 모델을 변형시킴으로써 객체의 변형을 추정할 수 있다.

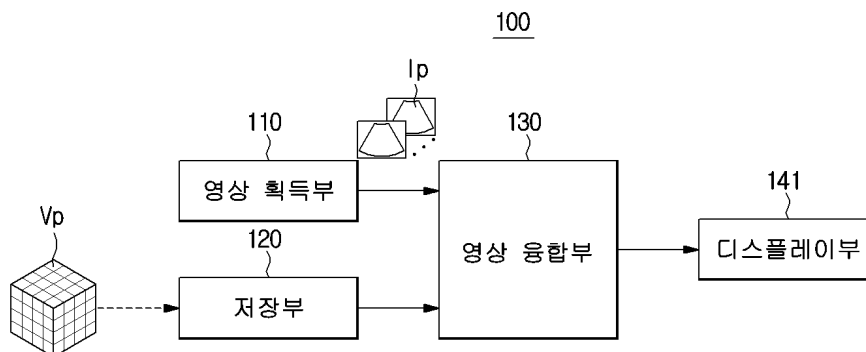
- [0166] 추정된 객체의 변형을 제2영상 데이터에 적용하여 변형시키고(456) 변형된 제2영상 데이터로부터 제1영상에 대응되는 제2영상을 추출한다(457).
- [0167] 또는, 제2영상 데이터로부터 제2영상을 추출한 뒤에 변형하는 것도 가능한바, 그에 관한 예시가 도 22에 도시되어 있다
- [0168] 도 22를 참조하면, 대상 환자의 현재 호흡 단계를 검출하는 단계(461)부터 경계 조건을 추정하는 단계(465)까지는 전술한 도 21의 예시에서와 동일하므로, 여기서는 자세한 설명을 생략하도록 한다.
- [0169] 제2영상 데이터로부터 대상 환자의 제1영상에 대응되는 제2영상을 먼저 추출한 뒤에(466), 추출된 제2영상에 추정된 객체의 변형을 적용하여 변형할 수 있다(467).
- [0170] 지금까지 상술한 의료 영상 장치, 영상 처리 장치 및 영상 융합 방법에 의하면, 서로 다른 종류의 두 영상을 정합함에 있어서 실시간으로 획득되는 영상에 나타나는 장기의 변형을 반영하여 미리 획득된 구조적인 영상을 변형하기 때문에 영상 정합의 정밀도를 향상시킬 수 있다.
- [0171] 또한, 영상을 변형함에 있어서, 여러 환자들의 데이터로부터 구축된 통계적인 객체 모델과 대상 환자의 장기 물성을 반영한 물리 모델을 결합하여 적용하기 때문에 고정밀의 영상 정합을 수행할 수 있다.

부호의 설명

- [0172] 100 : 의료영상 장치(제1의료영상 장치)
- 110 : 영상 획득부
- 120 : 저장부
- 130 : 영상 융합부
- 141 : 디스플레이부
- 200 : 제2의료영상 장치
- 300 : 영상 처리 장치
- 310 : 저장부
- 320 : 영상 정합부
- 330 : 모델 생성부
- 340 : 영상 변형부

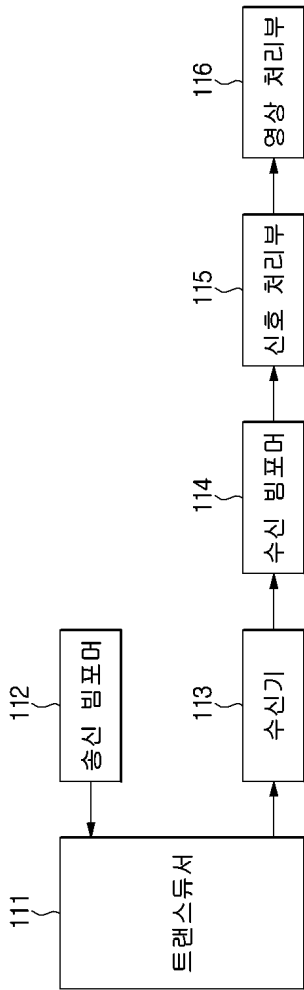
도면

도면1

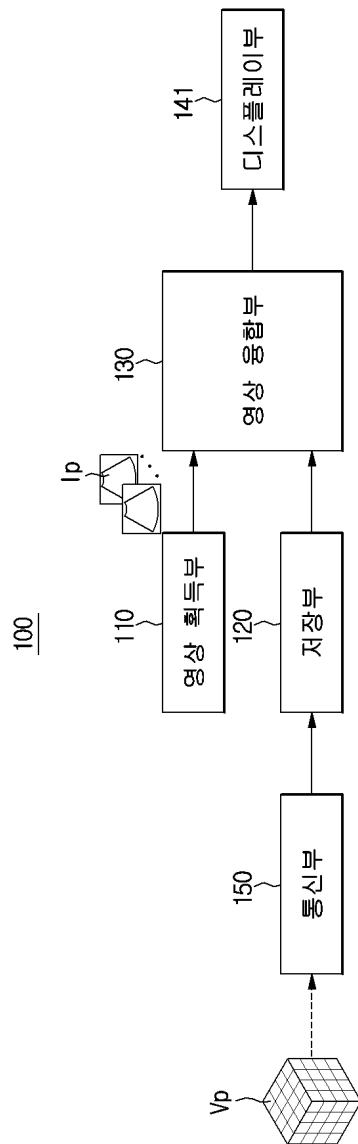


도면2

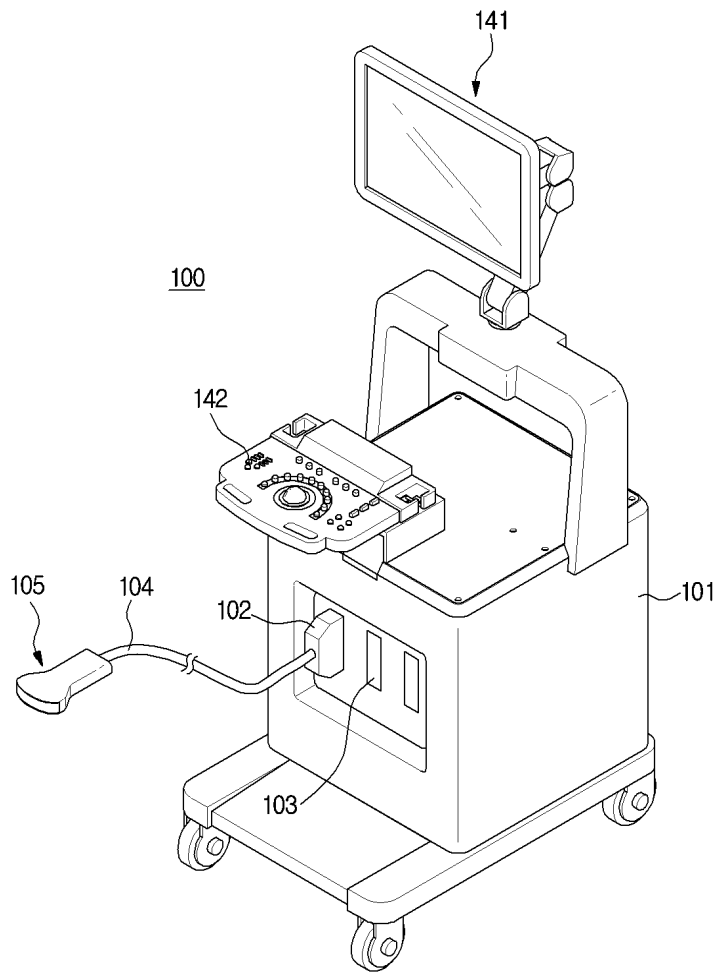
110



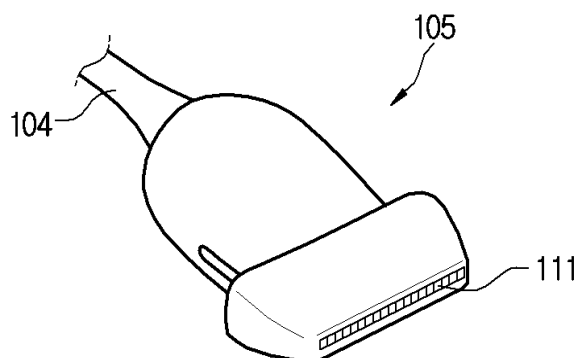
도면3



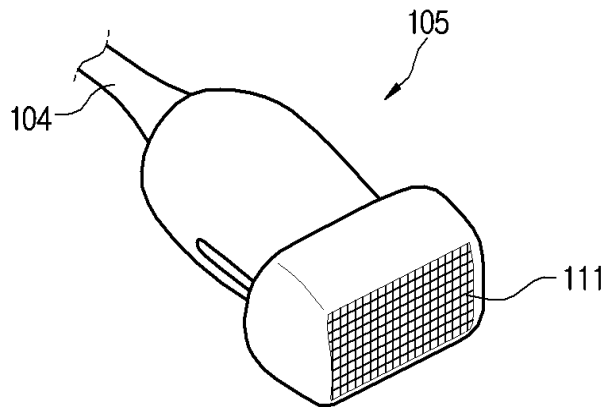
도면4



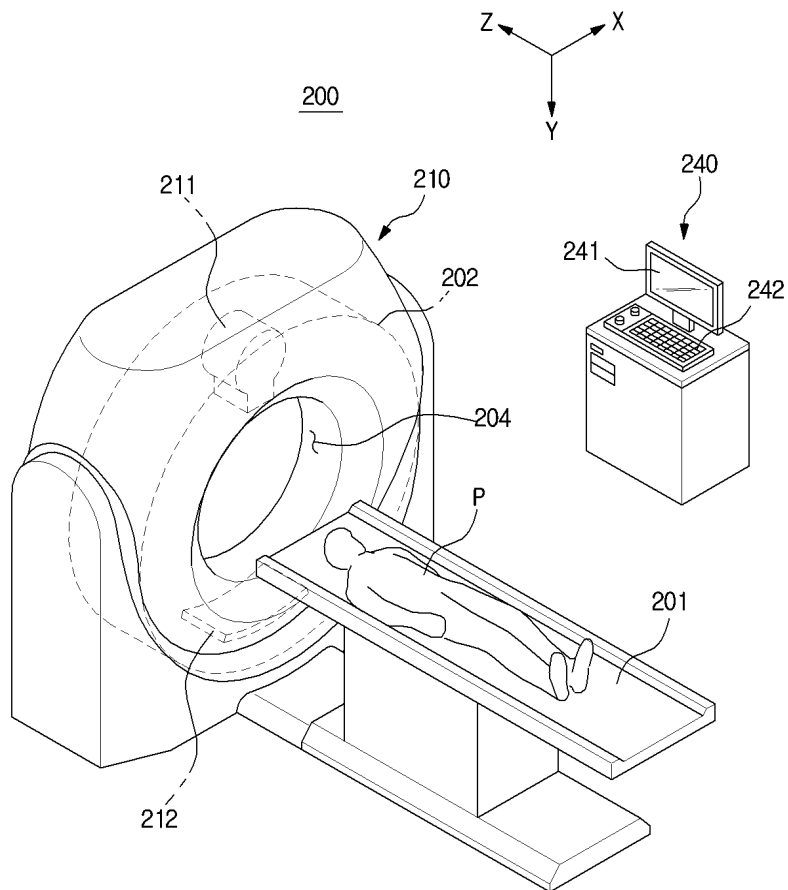
도면5a



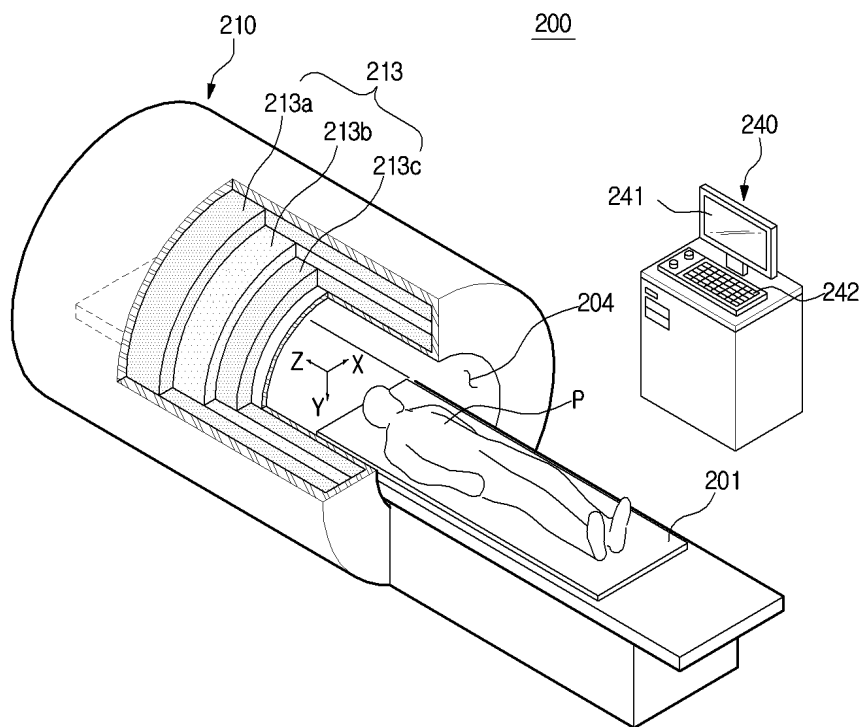
도면5b



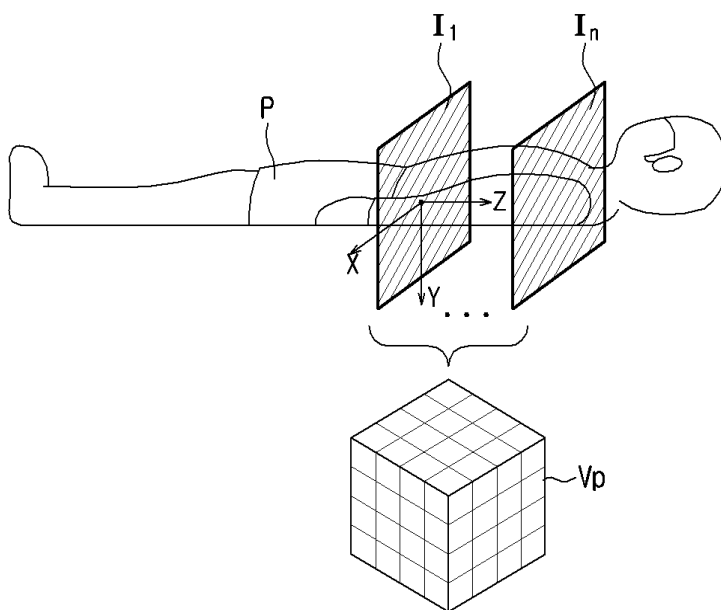
도면6a



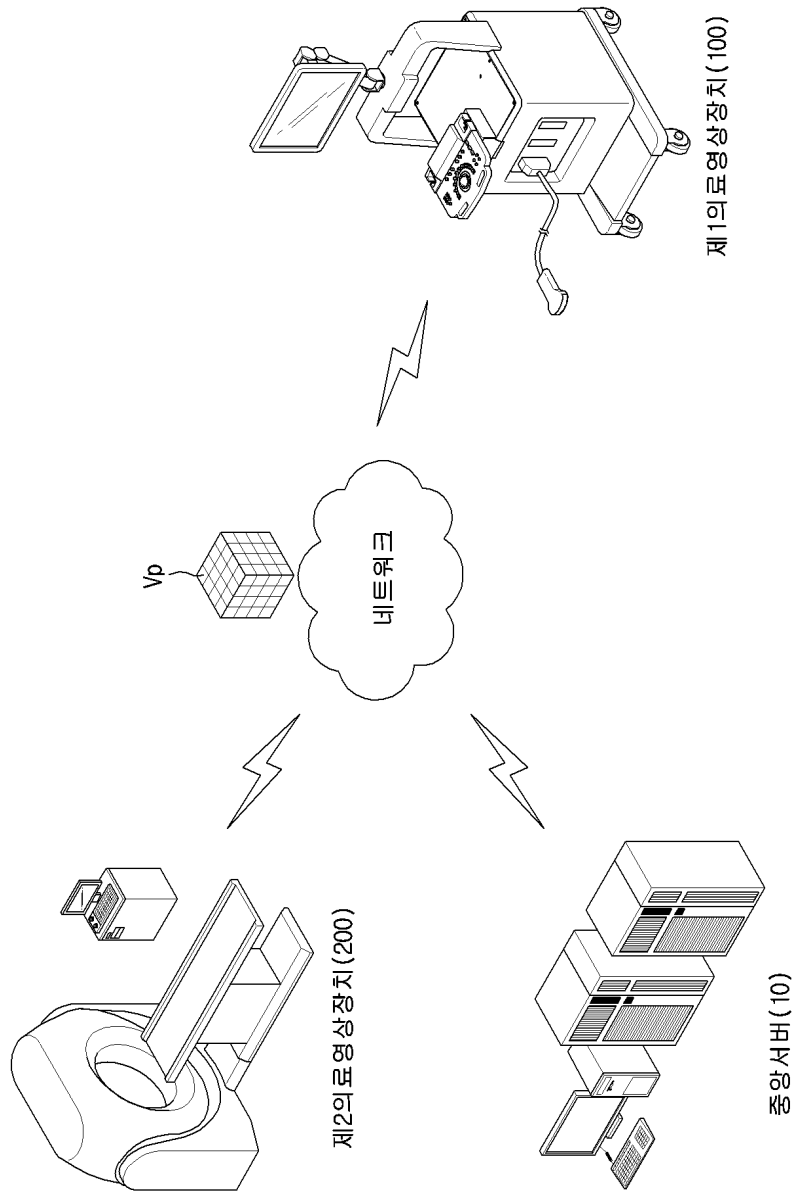
도면6b



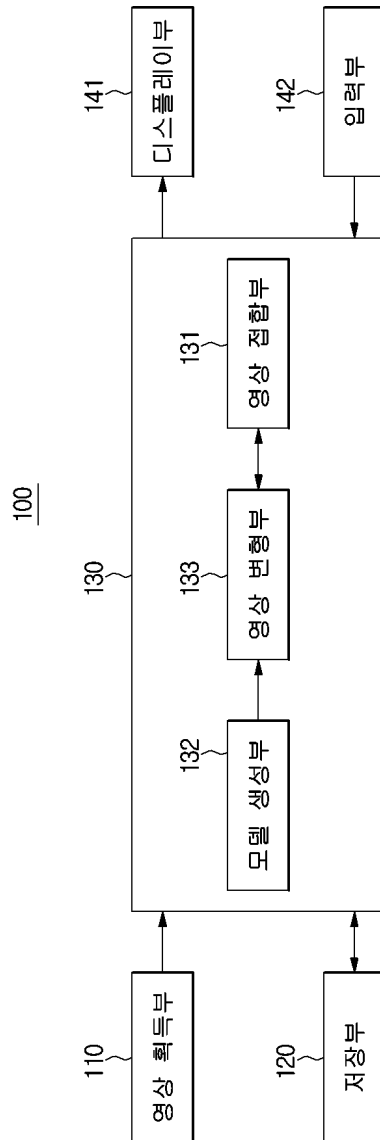
도면6c



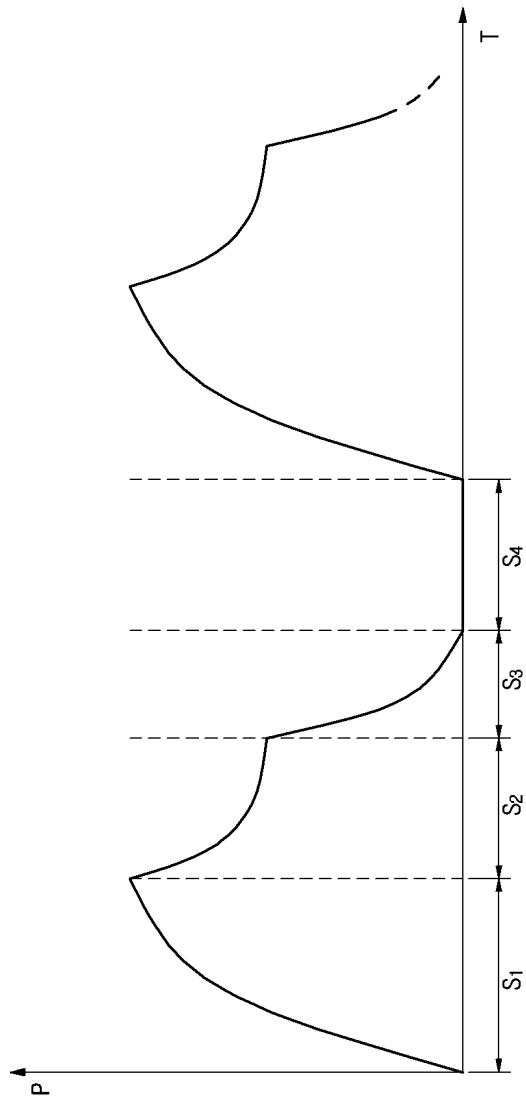
도면7



도면8

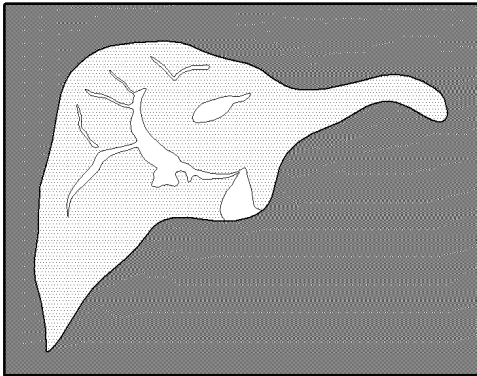


도면9

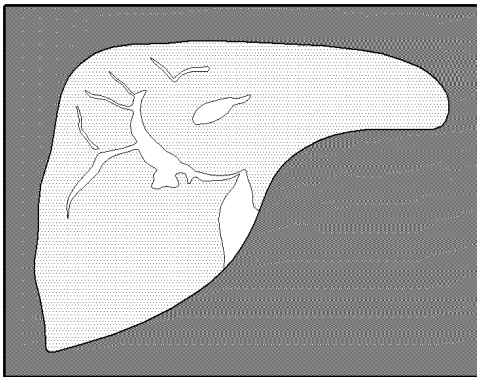


도면10

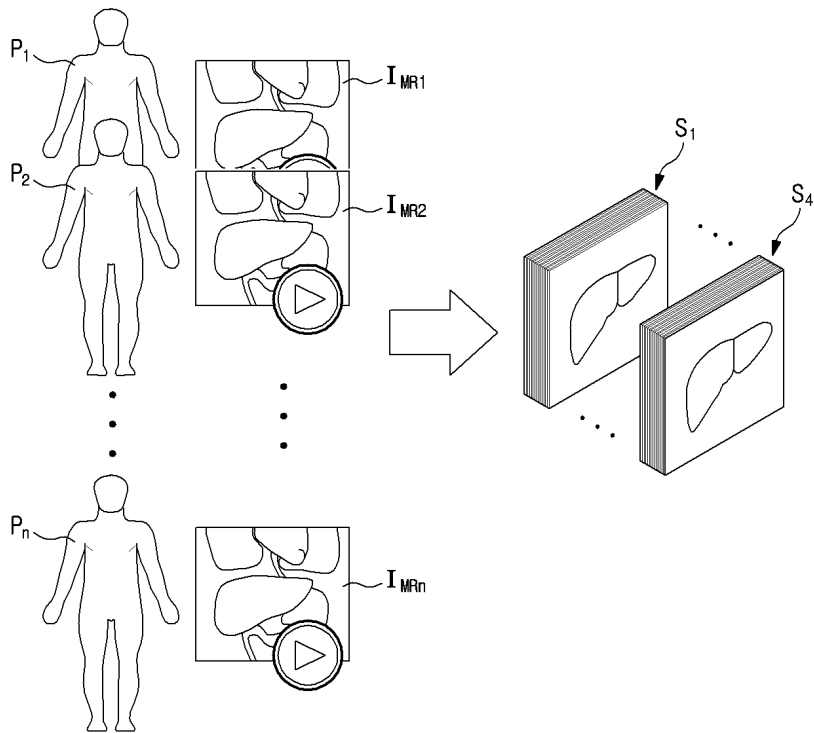
(a) 흡기



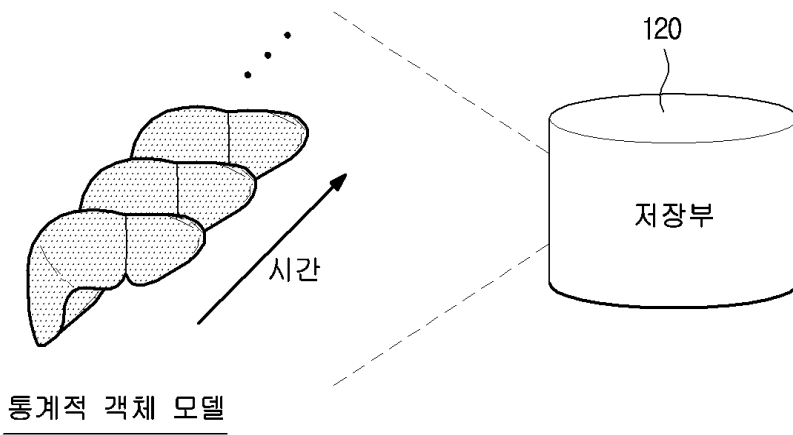
(b) 호기



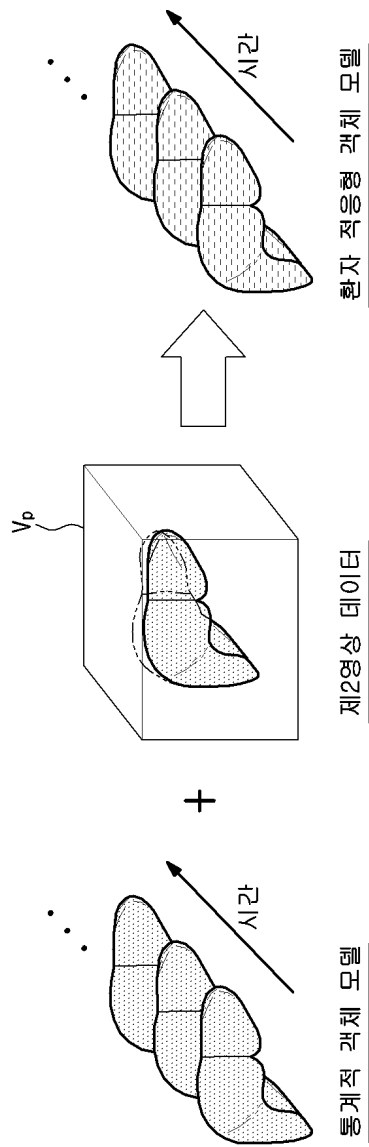
도면11a



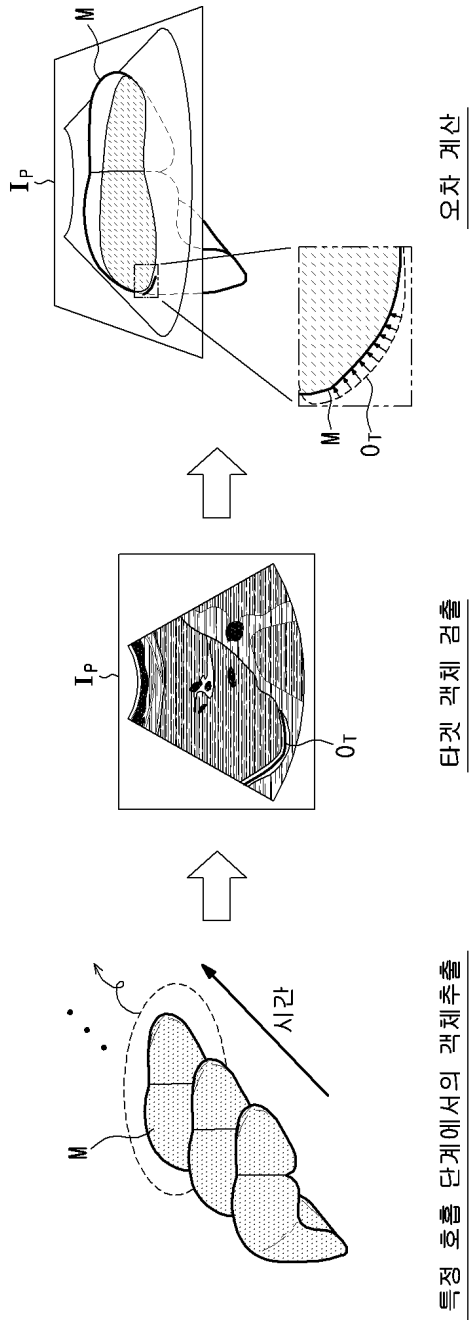
도면11b



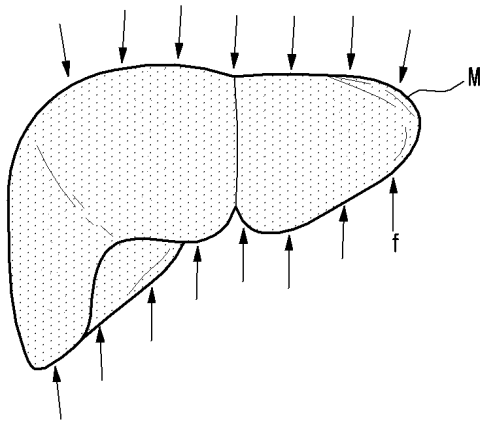
도면12



도면13

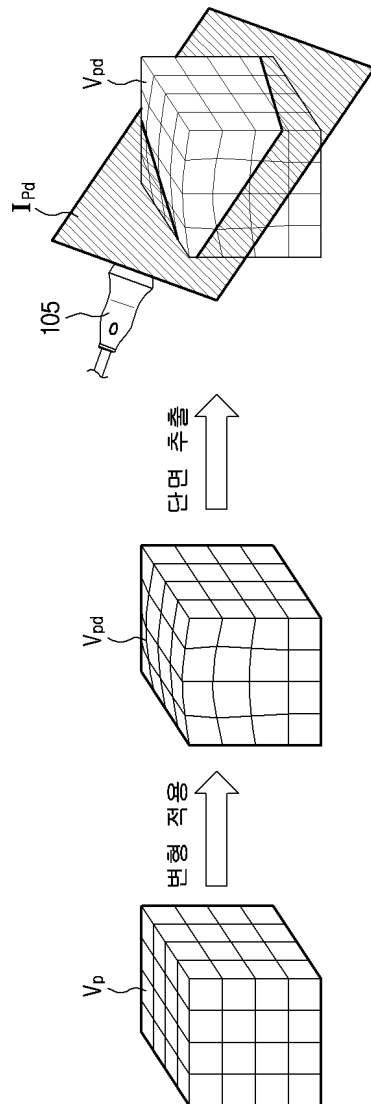


도면14

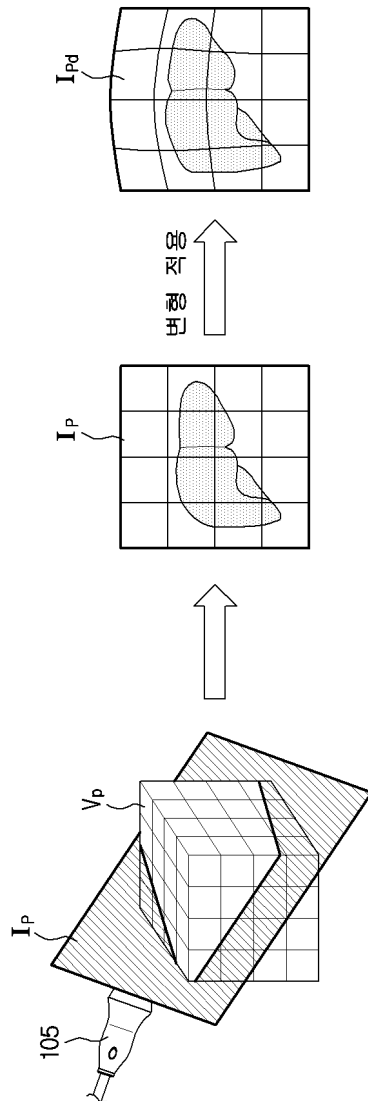


외력분포 추정

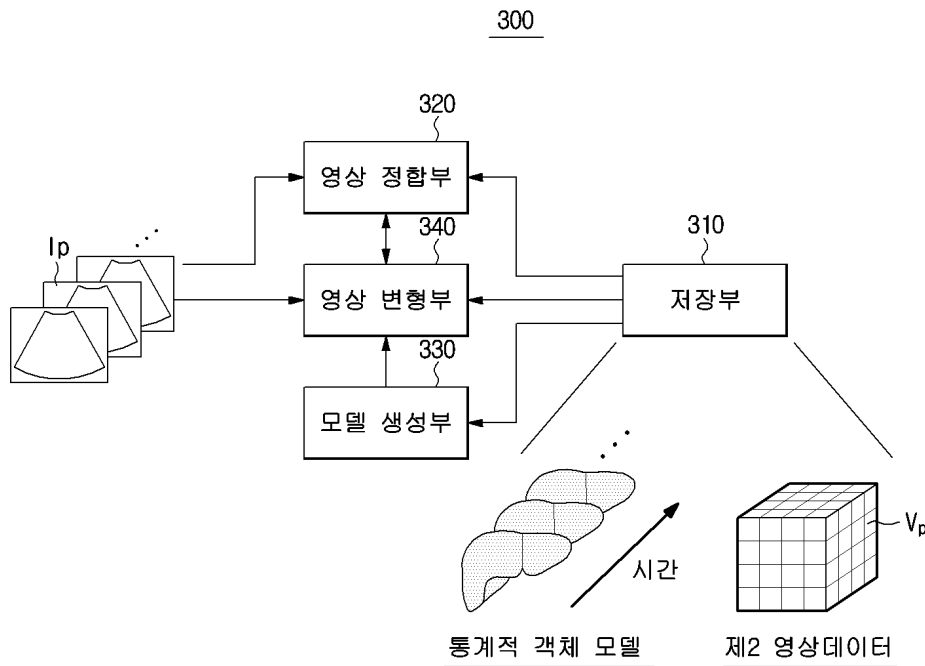
도면15



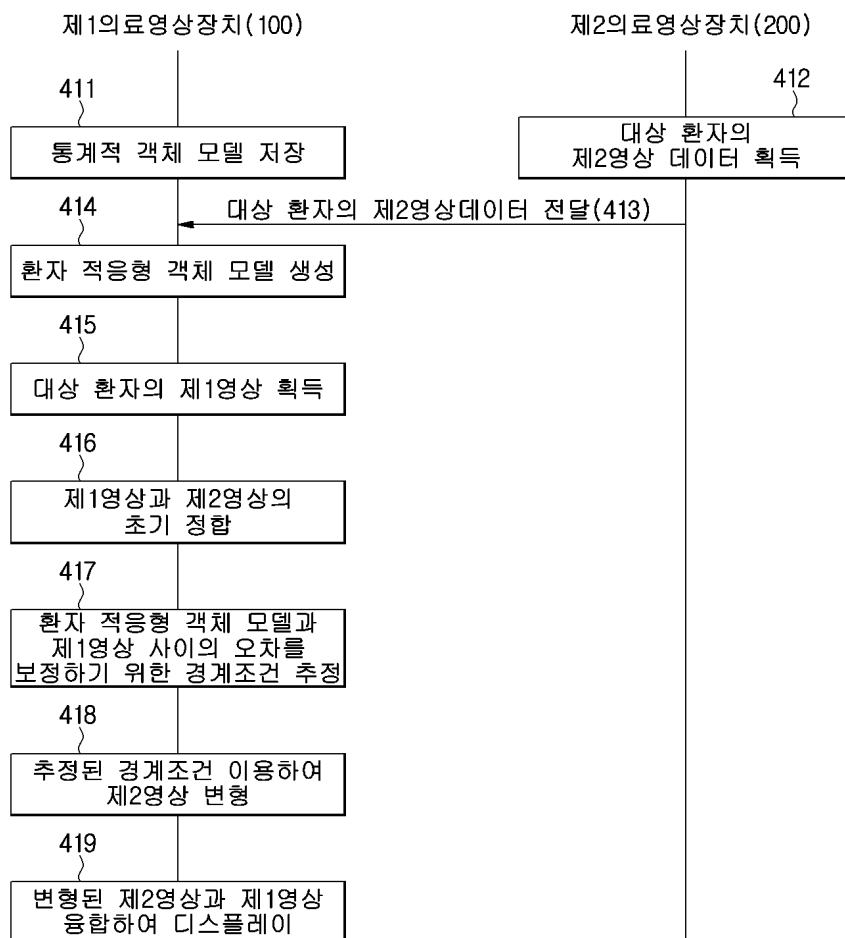
도면16



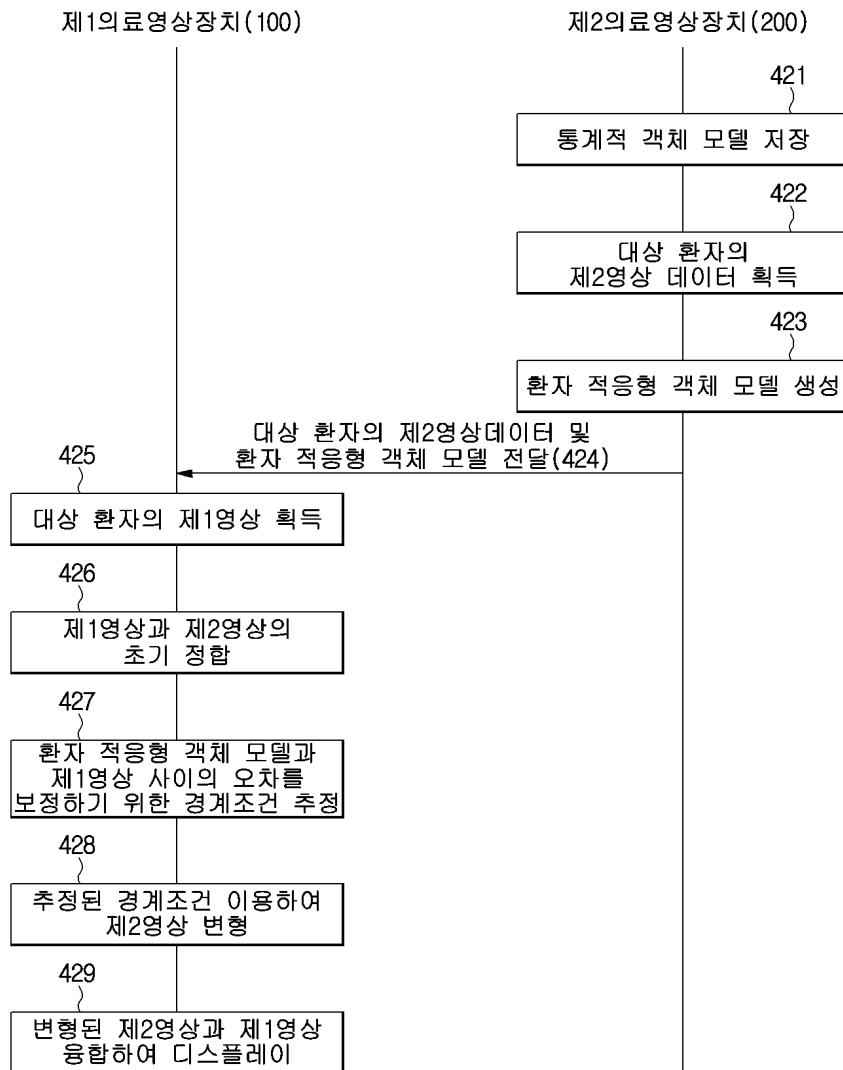
도면17



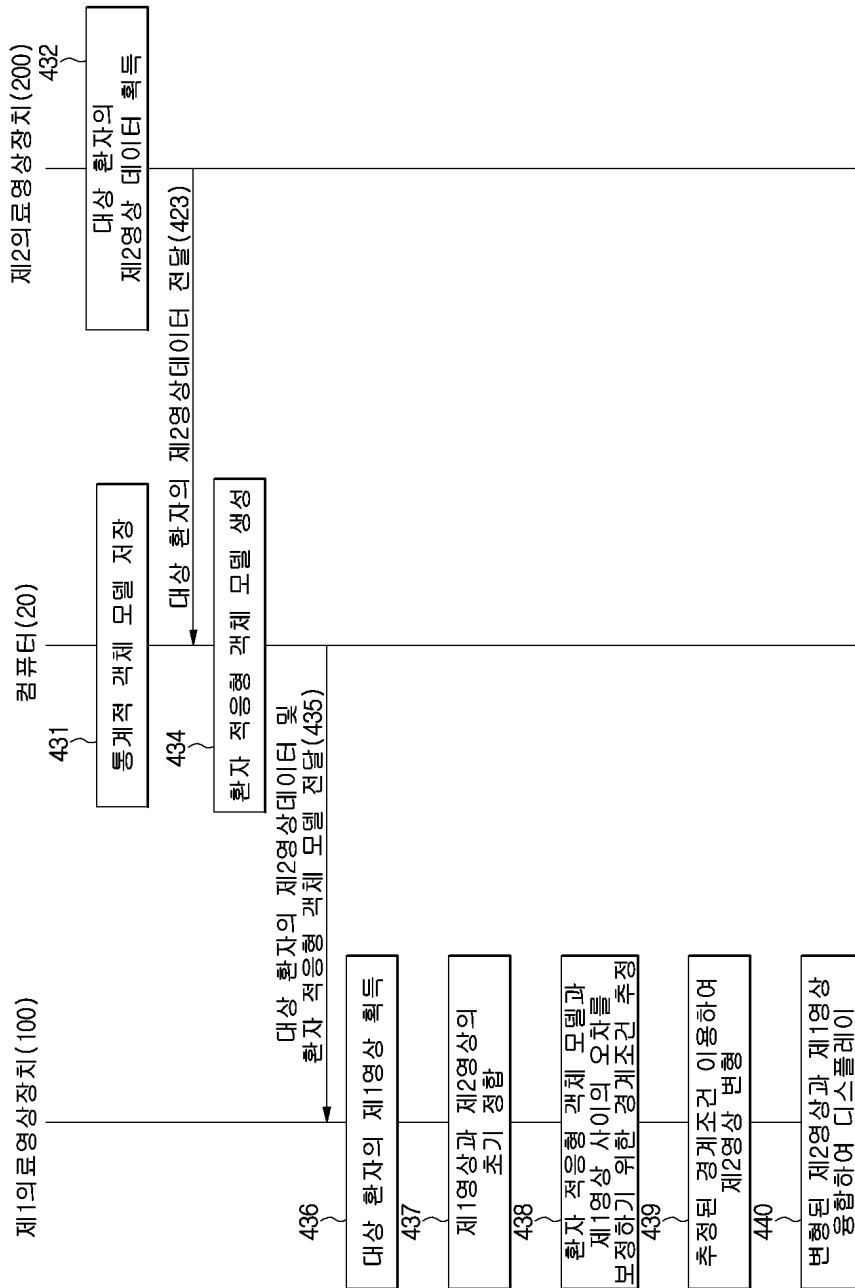
도면18



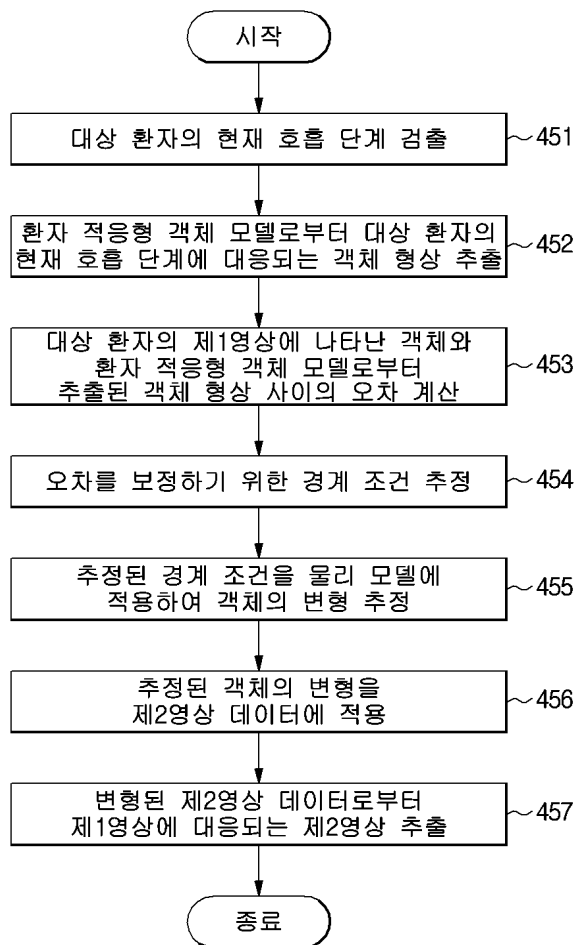
도면19



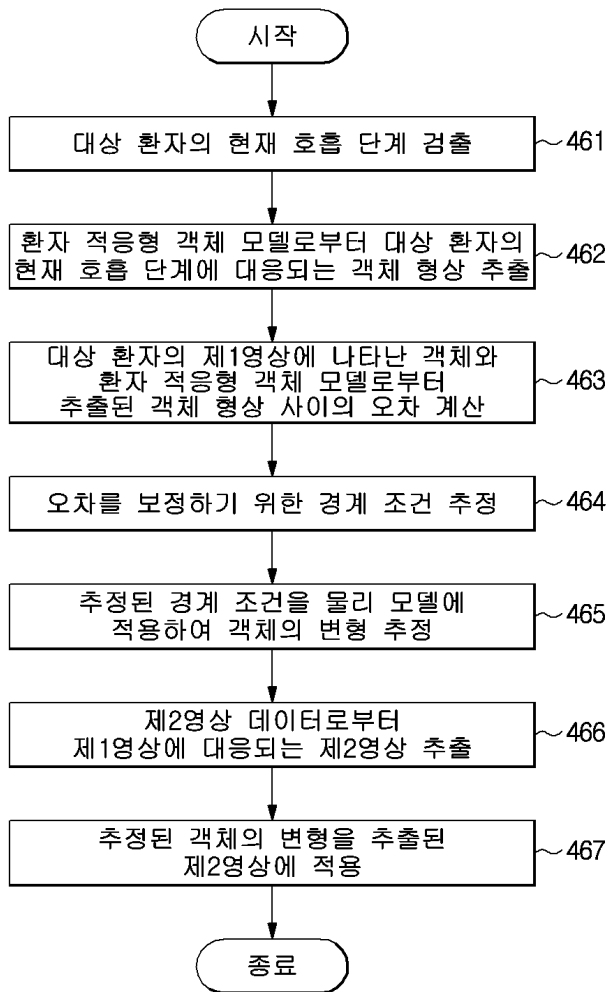
도면20



도면21



도면22



专利名称(译)	标题：医学成像设备，图像处理设备和图像融合方法		
公开(公告)号	KR1020160076868A	公开(公告)日	2016-07-01
申请号	KR1020140187456	申请日	2014-12-23
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	OHYOUNGTAEK 오영택 CHANGJUNGWOO 장정우 JEONGJAYEON 정자연 WON CHULBANG 방원철		
发明人	오영택 장정우 정자연 방원철		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/055 A61B6/03 A61B5/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B5/055 A61B6/03 A61B5/00 Y10S128/916 A61B8/5261 A61B6/032 A61B6/5247 A61B8/4405 A61B8/485 A61B2090/3735 A61B2090/374 G06T7/344 G06T11/008 G06T2207/10072 G06T2207/10132 G06T2207/20221 G06T2207/30056		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

它是不同种类的图像匹配。提供了用于有效且精确地修正患者的特定动作的医学成像设备，以及图像处理设备和图像融合方法。用于根据一侧和第二图像来组合不同种类（模态）的第一图像的医学成像装置包括患者***改变关于患者的周期性运动所呈现的对象的变形的统计对象模型。根据对象患者的对象特征，图像获取部分获得存储的第一图像：对象患者存储对象患者的第二图像，并且图像融合单元基于形状之间的误差对第二图像进行变换。显示在形状中的对象和从患者***提取的对象的第一个图像。

