



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0050326
(43) 공개일자 2016년05월11일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/00 (2006.01) A61B 5/055 (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01) G06T 5/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-0148242
(22) 출원일자 2014년10월29일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
이경준
경기도 성남시 분당구 미금로 251 (금곡동, 청솔
마을성원아파트) 707동 1004호
방원철
경기도 성남시 분당구 불정로 361 효자촌삼환아파
트 510동 1504호
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인세립

전체 청구항 수 : 총 20 항

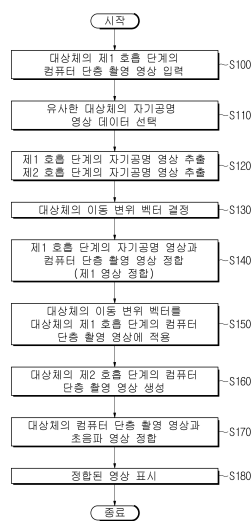
(54) 발명의 명칭 영상 처리 장치, 영상 처리 방법 및 영상 처리부가 마련된 초음파 영상 장치

(57) 요약

본 발명은 영상 처리 장치, 영상 처리 방법 및 영상 처리부가 마련된 초음파 영상 장치에 관한 것으로, US(초음파, Ultrasound)영상과 CT(컴퓨터 단층 촬영기기, Computerized Tomography)영상의 정합에 있어서, 호흡 단계 차이에서 발생하는 정합 오차를 줄이기 위해 US(초음파)와 같은 호흡 단계를 가지는 CT영상을 합성하여 사용하는 기술이다.

일 실시예에 따른 영상 처리 장치는, 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영(Computerized Tomography) 영상을 입력받는 입력부, 대상체와 유사한 자기 공명 영상(Magnetic Resonance Image) 데이터를 선택하는 데이터 선택부, 선택된 자기 공명 영상 데이터로부터 대상체의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 생성하는 영상 생성부를 포함한다.

대표도 - 도8



(72) 발명자

오영택

서울특별시 성동구 돌레15길 7 (성수동2가, 청구
강변아파트) 101동 1410호

류지원

경기도 수원시 영통구 영통로154번길 51-16 (망포
동, 센트럴하이츠아파트) 308-702

정자연

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

명세서

청구범위

청구항 1

대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영(Computerized Tomography) 영상을 입력받는 입력부;
상기 대상체와 유사한 자기 공명 영상(Magnetic Resonance Image) 데이터를 선택하는 데이터 선택부; 및
상기 선택된 자기 공명 영상 데이터로부터 상기 대상체의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 생성하는 영상 생성부;를 포함하는 영상 처리 장치.

청구항 2

제 1항에 있어서,
상기 데이터 선택부는,
상기 대상체와 상기 자기 공명 영상 데이터와의 해부학적 특징의 유사성을 판단하는 유사 판단부;를 포함하고,
상기 해부학적 특징은,
상기 대상체의 형태 및 크기를 포함하는 영상 처리 장치.

청구항 3

제 1항에 있어서,
상기 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상은,
들숨의 경우에 대상체의 컴퓨터 단층 촬영 영상이고,
상기 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상은,
날숨의 경우에 대상체의 컴퓨터 단층 촬영 영상인 영상 처리 장치.

청구항 4

제 1항에 있어서,
상기 대상체의 4차원 자기 공명 영상 데이터를 저장하는 저장부;를 포함하는 영상 처리 장치.

청구항 5

제 1항에 있어서,
상기 대상체와 유사한 자기 공명 영상 데이터에 기초하여 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상 및 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상을 추출하는 영상 추출부;를 포함하는 영상 처리 장치.

청구항 6

제 5항에 있어서,
상기 추출된 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상 및 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상에 기초하여 대상체의 이동 변위 벡터를 결정하는 변위 벡터 생성부;를 포함하는 영상 처리 장치.

청구항 7

제 5항에 있어서,
상기 추출된 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상과 상기 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 정합하는 제 1영상 정합부;를 포함하는 영상 처리 장치.

청구항 8

제 6항에 있어서,

상기 영상 생성부는,

상기 결정된 대상체의 이동 변위 벡터를 상기 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상에 적용하는 변위 벡터 적용부;를 포함하는 영상 처리 장치.

청구항 9

제 1항에 있어서,

상기 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 및 상기 생성된 대상체의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상에 기초하여, 대상체의 컴퓨터 단층 촬영 영상과 대상체의 초음파 영상을 정합하는 제 2영상 정합부;를 포함하는 영상 처리 장치.

청구항 10

대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 입력받는 단계;

상기 대상체와 유사한 자기 공명 영상 데이터를 선택하는 단계;및

상기 선택된 자기 공명 영상 데이터로부터 상기 대상체의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 생성하는 단계;를 포함하는 영상 처리 방법.

청구항 11

제 10항에 있어서,

상기 대상체와 유사한 자기 공명 영상 데이터를 선택하는 단계는,

상기 대상체와 상기 자기 공명 영상 데이터와의 해부학적 특징의 유사성을 판단하는 단계;를 포함하고,

청구항 12

제 10항에 있어서,

상기 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상은,

들숨의 경우에 대상체의 컴퓨터 단층 촬영 영상이고,

상기 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상은,

날숨의 경우에 대상체의 컴퓨터 단층 촬영 영상인 영상 처리 방법.

청구항 13

제 10항에 있어서,

상기 대상체와 유사한 자기 공명 영상 데이터에 기초하여 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상 및 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상을 추출하는 단계;를 포함하는 영상 처리 방법.

청구항 14

제 13항에 있어서,

상기 추출된 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상 및 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상에 기초하여 대상체의 이동 변위 벡터를 결정하는 단계;를 포함하는 영상 처리 방법.

청구항 15

제 13항에 있어서,

상기 추출된 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상과 상기 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 정합

하는 단계;를 포함하는 영상 처리 방법.

청구항 16

제 14항에 있어서,

상기 대상체의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 생성하는 단계는,

상기 결정된 대상체의 이동 변위 벡터를 상기 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상에 적용하는 단계;를 포함하는 영상 처리 방법.

청구항 17

제 10항에 있어서,

상기 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 및 상기 생성된 대상체의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상에 기초하여, 대상체의 컴퓨터 단층 촬영 영상과 대상체의 초음파 영상을 정합하는 단계;를 포함하는 영상 처리 방법.

청구항 18

대상체의 초음파 영상 신호를 획득하는 초음파 프로브;

상기 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터 및 상기 대상체와 유사한 자기 공명 영상 데이터를 수신하는 통신부;

상기 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 및 상기 대상체와 유사한 자기 공명 영상 데이터에 기초하여, 상기 대상체의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 생성하고, 상기 대상체의 컴퓨터 단층 촬영 영상과 대상체의 초음파 영상을 정합하는 영상 처리부;를 포함하는 초음파 영상 장치.

청구항 19

제 18항에 있어서,

상기 정합된 대상체의 컴퓨터 단층 촬영 영상과 대상체의 초음파 영상을 표시하는 디스플레이부;를 포함하는 초음파 영상 장치.

청구항 20

제 18항에 있어서,

상기 수신한 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터 및 상기 대상체와 유사한 대상체의 자기 공명 영상 데이터를 저장하는 저장부;를 포함하는 초음파 영상 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 영상 처리 장치, 영상 처리 방법 및 영상 처리부가 마련된 초음파 영상 장치에 대한 발명으로, 모달리티(modality)가 상이한 의료 영상들을 정합하는 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] CT(Computed Tomography, 컴퓨터 단층촬영기기)는 신호 대 잡음비가 높고 해상도가 뛰어난 의료영상기기로서 크기가 매우 작은 객체도 비교적 선명하게 관찰할 수 있다. 또한 CT 시스템은 대상체에 대하여 단면 영상을 제공할 수 있으므로, 일반적인 엑스선(X-ray) 촬영 기기에 비하여 대상체의 내부 구조(예를들어, 신장, 간, 폐 등의 장기)가 겹치지 않게 표현할 수 있다는 장점이 있으며, 뇌질환, 폐암, 식도암, 간암, 위장관 종양, 골 종양 등 거의 모든 질환이 검사 대상이 될 수 있다. 다만, CT는 ionizing radiation(전리 방사선)인 엑스선을 사용하는 특성상 방사선 피폭의 우려가 있으므로, 반드시 촬영 횟수를 필요한 경우로 제한해야 한다.

[0003] US(Ultrasound, 초음파)는 CT 또는 MRI(Magnetic Resonance Imaging, 자기 공명 영상법)시스템 등의 다른 진단 기기에 비하여 신호 대 잡음비가 낮아서 화질이 상대적으로 선명하지 않고 암, 종양 등의 질환이 검사 대상이

될 수 없으나 인체에 부작용이 거의 없고 실시간으로 영상 취득이 가능하여 병변 진단, 조직 검사(Biopsy), 고주파 치료(Radio-Frequency Ablation) 등 환자 내부의 실시간 정보가 필요한 의료 분야에서 널리 이용되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0004] CT와 US(초음파 영상 시스템)의 단점을 상호 보완하는 방법으로써, US를 사용하는 실시간 기술에서 획득한 US영상과 대응하는 CT 영상의 단면을 찾아서 정합(Registration)한 후 합성(Fusion)하여 보여주는 영상 처리 장치, 영상 처리 방법 및 영상 처리 장치가 마련된 초음파 영상 장치를 제공하는 것을 목적으로 한다.
- [0005] 구체적으로, 호흡 단계(Phase)의 차이에서 기인한 CT영상과 US영상의 차이에 의하여 장기의 변형(Deformation)이 발생하고 이로 인한 정합 오차로부터 합성 영상의 화질이 저하됨을 방지하고자, 다수의 환자에 대하여 들숨과 날숨 단계를 포함하고 있는 MR(Magnetic Resonance, 자기 공명 영상) 데이터베이스를 활용하여US와 같은 호흡 단계를 가지는 CT 영상을 합성한 뒤 사용하는 영상 처리 장치, 영상 처리 방법 및 영상 처리 장치가 마련된 초음파 영상 장치를 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

- [0006] 상술한 목적을 달성하기 위한 일 실시 예에 따른 영상 처리 장치는,
- [0007] 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영(Computerized Tomography) 영상을 입력받는 입력부, 상기 대상체와 유사한 자기 공명 영상(Magnetic Resonance Image) 데이터를 선택하는 데이터 선택부, 상기 선택된 자기 공명 영상 데이터로부터 상기 대상체의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 생성하는 영상 생성부를 포함한다.
- [0008] 또한, 데이터 선택부는, 상기 대상체와 상기 자기 공명 영상 데이터와의 해부학적 특징의 유사성을 판단하는 유사 판단부를 포함할 수 있고, 상기 해부학적 특징은, 상기 대상체의 형태 및 크기를 포함할 수 있다.
- [0009] 또한, 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상은, 들숨의 경우에 대상체의 컴퓨터 단층 촬영 영상이고, 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상은, 날숨의 경우에 대상체의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 포함할 수 있다.
- [0010] 또한, 영상 처리 장치는, 상기 대상체의 4차원 자기 공명 영상 데이터를 저장하는 저장부를 포함할 수 있다.
- [0011] 또한, 영상 처리 장치는, 상기 대상체와 유사한 자기 공명 영상 데이터에 기초하여 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상 및 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상을 추출하는 영상 추출부를 포함할 수 있다.
- [0012] 또한, 영상 처리 장치는, 상기 추출된 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상 및 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상에 기초하여 대상체의 이동 변위 벡터를 결정하는 변위 벡터 생성부를 포함할 수 있다.
- [0013] 또한, 영상 처리 장치는, 상기 추출된 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상과 상기 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 정합하는 제 1영상 정합부를 포함할 수 있다.
- [0014] 또한, 영상 생성부는, 상기 결정된 대상체의 이동 변위 벡터를 상기 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상에 적용하는 변위 벡터 적용부를 포함할 수 있다.
- [0015] 또한, 영상 처리 장치는, 상기 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 및 상기 생성된 대상체의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상에 기초하여, 대상체의 컴퓨터 단층 촬영 영상과 대상체의 초음파 영상을 정합하는 제 2영상 정합부를 포함할 수 있다.
- [0016] 또한, 상술한 목적을 달성하기 위한 일 실시 예에 따른 영상 처리 방법은,
- [0017] 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 입력받는 단계, 상기 대상체와 유사한 자기 공명 영상 데이터를 선택하는 단계, 상기 선택된 자기 공명 영상 데이터로부터 상기 대상체의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 생성하는 단계를 포함한다.
- [0018] 또한, 대상체와 유사한 자기 공명 영상 데이터를 선택하는 단계는, 상기 대상체와 상기 자기 공명 영상 데이터와의 해부학적 특징의 유사성을 판단하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0019] 또한, 상기 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상은, 들숨의 경우에 대상체의 컴퓨터 단층 촬영 영상이고, 상기 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상은, 날숨의 경우에 대상체의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 포함할 수 있다.

다.

- [0020] 또한, 영상 처리 방법은, 대상체와 유사한 자기 공명 영상 데이터에 기초하여 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상 및 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상을 추출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0021] 또한, 영상 처리 방법은, 상기 추출된 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상 및 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상에 기초하여 대상체의 이동 변위 벡터를 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0022] 또한, 영상 처리 방법은, 상기 추출된 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상과 상기 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 정합하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0023] 또한, 대상체의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 생성하는 단계는, 상기 결정된 대상체의 이동 변위 벡터를 상기 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상에 적용하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0024] 또한, 영상 처리 방법은, 상기 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 및 상기 생성된 대상체의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상에 기초하여, 대상체의 컴퓨터 단층 촬영 영상과 대상체의 초음파 영상을 정합하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0025] 또한, 상술한 목적을 달성하기 위한 일 실시 예에 따른 영상 처리부가 마련된 초음파 영상 장치는,
- [0026] 대상체의 초음파 영상 신호를 획득하는 초음파 프로브, 상기 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터 및 상기 대상체와 유사한 자기 공명 영상 데이터를 수신하는 통신부, 상기 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 및 상기 대상체와 유사한 자기 공명 영상 데이터에 기초하여, 상기 대상체의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 생성하고, 상기 대상체의 컴퓨터 단층 촬영 영상과 대상체의 초음파 영상을 정합하는 영상 처리부를 포함한다.
- [0027] 또한, 초음파 영상 장치는, 상기 정합된 대상체의 컴퓨터 단층 촬영 영상과 대상체의 초음파 영상을 표시하는 디스플레이부를 포함할 수 있다.
- [0028] 또한, 초음파 영상 장치는, 상기 수신한 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터 및 상기 대상체와 유사한 대상체의 자기 공명 영상 데이터를 저장하는 저장부를 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0029] 상기한 영상 처리 장치, 영상 처리 방법 및 영상 처리 장치가 마련된 초음파 영상 장치에 의하면, MR영상의 변위 벡터는 미리 취득하여 둘 수 있어 효율성이 높아지며, 대부분의 과정이 자동 또는 반자동으로 진행되어 추가적인 전문 인력의 투입이 필요치 않다. 또한, 화질이 선명하지 않은 US영상에 CT영상을 직접 정합하지 않고 높은 화질의 MR 영상간의 정합 정보를 활용하기 때문에 정합 오차의 감소를 기대할 수 있으며, 추후 강제 정합과 같이 단순하고 수행속도가 빠른 정합 기법을 사용하여 높은 정밀도의 US영상, CT 영상 간의 정합을 완료할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0030] 도 1은 컴퓨터 단층 촬영 장치로 구현된 엑스선 영상 장치의 일 실시예에 따른 사시도이다.
- 도 2는 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치의 일 실시예를 도시한 사시도이다.
- 도 3은 간암에 대한 컴퓨터 단층 촬영 영상(CT)을 도시한 도면이다.
- 도 4는 간암에 대한 초음파 영상을 도시한 도면이다.
- 도 5는 정상인의 간 및 간암에 대한 자기 공명 영상을 도시한 도면이다.
- 도 6은 호흡 단계에 따른 간의 형태를 나타낸 도면이다.
- 도 7은 일 실시예에 따른 영상 처리 장치의 제어 블록도이다.
- 도 8은 일 실시예에 따른 영상 처리 방법을 도시한 순서도이다.
- 도 9는 대상체인 간의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터를 나타낸 도면이다.
- 도 10은 대상체에 대한 자기 공명 영상 데이터를 도시한 도면이다.

도 11은 간의 제 1호흡 단계 및 제 2호흡 단계에 있어서 이동 변위 벡터 계산을 위한 좌표의 이동을 나타낸 도면이다.

도 12는 일 실시예에 따라 간에 대한 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 및 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상을 정합하는 것을 도시한 개념도이다.

도 13은 간의 자기 공명 영상 데이터로부터 결정된 변위 벡터를 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터에 적용하여 간의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 생성하는 것을 도시한 도면이다.

도 14는 일 실시예에 따라 컴퓨터 단층 촬영 영상과 초음파 영상을 정합한 일 영상을 도시한 도면이다.

도 15는 초음파 영상 장치의 일 실시예에 따른 제어 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0031] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다.
- [0032] 본 명세서에 기재된 실시예와 도면에 도시된 구성은 개시된 발명의 바람직한 예에 불과할 뿐이며, 본 출원의 출원시점에 있어서 본 명세서의 실시예와 도면을 대체할 수 있는 다양한 변형예들이 있음을 이해하여야 한다.
- [0033] 이하 첨부된 도면을 참조하여 초음파 영상 장치 및 그 제어 방법을 후술된 실시예들에 따라 상세하게 설명하도록 한다. 도면에서 동일한 도면 부호는 동일한 구성요소를 나타낸다.
- [0034] 상술한 바와같이, 컴퓨터 단층 촬영(CT) 영상은 신호 대 잡음비가 높고 해상도가 뛰어난 의료 영상기기로서 크기가 매우 작은 객체도 비교적 선명하게 관찰할 수 있으며, 암이나 종양 같은 병변에 대해서도 확인이 가능하나, 엑스선을 사용하는 특성상 방사선 피폭의 우려가 있어 촬영 횟수를 제한해야 한다. 이와 비교할 때, 초음파(Ultrasound) 영상은 CT, MRI 등 다른 진단기기에 비하여 신호 대 잡음비가 낮아 화질이 선명하지 않으며, 암이나 종양 같은 병변에 대한 확인이 어려우나, 인체에 부작용이 거의 없고, 실시간으로 영상 취득이 가능하여 병변 진단, 조직검사(Biopsy), 고주파 치료(Radio-Frequency Ablation) 등 환자 내부의 실시간 정보가 필요한 의료 분야에서 널리 이용되고 있다.
- [0035] 일반적으로 환자의 대상체에 대한 컴퓨터 단층 촬영을 하는 경우에는, 숨을 가득 들며 마시고(inspiration, 들숨) 촬영하는 한편 초음파 영상(US) 촬영 시에는 편안한 호흡 상태(rest)에서 수행되는데 복부에 있는 장기 등의 대상체의 경우에는 이러한 호흡 단계(phase)의 차이로 인하여 장기의 변형(deformation)이 발생하게 되고, 이로 하여 컴퓨터 단층 촬영 영상과 초음파 영상을 동시에 같은 좌표 또는 위치 상에서 관찰하기 위한 정합(Registration)을 수행하는 경우 정합 오차 발생의 원인이 되어 정합된 영상의 화질을 저하 시키고, 동시에 같은 좌표 또는 위치 상에서 관찰 하는 것에도 문제가 발생할 수 있다.
- [0036] 이에 대한 해결을 위하여, 종래에는 대상체에 대한 컴퓨터 단층 촬영 영상과 초음파 영상에서의 공통된 특징점들을 전문가가 수동으로 추출한 뒤, 특징점들의 대응을 기반으로 특수 설계된 에너지 함수를 최소화 하는 정합 방법을 사용 하였으나, 이는 공통된 특징점을 수동으로 추출하기 위한 과정을 3차원 의료 영상에 적용할 때, 많은 시간과 전문 인력이 투입 되어야 하므로 효율성이나 편의성 측면에 있어서 매우 취약한 문제점이 있었다.
- [0037] 다른 방법으로는, 컴퓨터 단층 촬영 영상에 대한 시뮬레이션을 수행하여 가상의 3차원 초음파 영상을 합성한 뒤, 실시간으로 획득한 초음파 영상과 가상의 3차원 초음파 영상 간의 상관 비(Correlation Ratio)를 최대화 하는 비강체 정합(Non-rigid registration)을 도출하는 방법을 사용 하였으나, 이는 신체의 장기 등의 대상체 별로 시뮬레이션 변환 모델이 각각 상이하고, 변환 함수가 비선형인 경우가 많아서 적절한 계수를 찾는 것이 매우 어렵기 때문에, 실제 영상에 적용할 경우 기대하는 성능에 미치지 못하는 경우가 많은 문제점이 있었다.
- [0038] 또 다른 방법으로, 전문가가 컴퓨터 단층 촬영 영상의 혈관(Vessel) 및 장기(Organ)들을 미리 분리하고 영역화(Segmentation) 하여, 혈관 중심선(Centerline)을 기준으로 강체 정합(Rigid Registration)을 시행하고, 추가적으로 장기의 경계 부분에서의 엔트로피(Entropy)를 최소화 하는 비강체 정합을 찾는 방식을 사용하였으나, 이는 환자의 장기 등의 대상체의 상태에 따라서 초음파 영상에서 적절한 혈관을 분리해내지 못하는 경우가 발생하며, 또한 알고리즘의 수행 시간이 수 시간에 달하여 실제 제품에 적용하여 사용하기 적합하지 않은 문제점이 있었다.
- [0039] 따라서, 일 실시예에 따른 영상 처리 장치, 영상 처리 방법 및 영상 처리 장치가 마련된 초음파 영상 장치는 컴

퓨터 단층 촬영 영상과 초음파 영상 간의 정합에 있어서, 호홉 단계의 차이에서 발생하는 정합 오차를 줄이기 위해 초음파와 같은 호홉 단계를 가지는 컴퓨터 단층 촬영 영상을 합성하여 사용하는 것을 제안한다.

- [0040] 일 실시예에 따른 영상 처리 장치, 영상 처리 방법 및 영상 처리 장치가 마련된 초음파 영상 장치에 대한 기술이 적용되거나 사용될 수 있는 의료 영상 생성 장치는 엑스선촬영장치, 엑스선투시촬영장치, CT스캐너, 자기공명영상장치(MRI), 양전자방출단층촬영장치, 및 초음파 진단 장치 중 하나를 의미할 수 있는데, 본 실시예들에 대한 설명에서는 컴퓨터 단층 촬영 장치(CT) 및 초음파 영상 장치에 관한 경우를 예로 들어 설명하기로 하나, 이에 국한 되지는 않는다. 이하에서 사용되는 '초음파 영상'이란 초음파를 이용하여 획득된 대상체에 대한 영상을 의미하고, '컴퓨터 단층 촬영 영상'이란 컴퓨터 단층 촬영(CT)을 통하여 획득된 대상체에 대한 영상을 의미하며, '자기 공명 영상'이란 자기 공명 영상 장치(MRI)를 통하여 획득된 대상체에 대한 영상을 말한다. 또한 '대상체'는 사람, 태아, 동물, 금속, 비금속, 또는 그 일부를 의미할 수 있다. 예를 들어, 대상체가 간, 신장, 폐, 심장, 자궁, 뇌, 유방, 복부 등의 장기, 또는 혈관을 포함할 수 있다. 또한 대상체는 팬텀(Phantom)을 포함할 수도 있으며, 팬텀은 생물의 밀도와 실효 원자 번호에 아주 근사한 부피를 갖는 물질을 의미할 수 있다.
- [0041] 이하에서 설명하는 실시예 들에서는 설명의 편의를 위하여 대상체가 '간'인 경우를 예로 들어 설명하기로 하나, 이에 국한 되지는 않는다.
- [0042] 또한, 이하에서 사용되는 '사용자'는 의료 전문가로서 의사, 간호사, 임상병리사, 의료 영상 전문가, 초음파검사사 등이 될 수 있으며, 의료 장치를 수리하는 기술자가 될 수 있으나, 이에 한정되지는 않는다.
- [0043] 도 1은 컴퓨터 단층 촬영 장치로 구현된 엑스선 영상 장치의 일 실시예에 따른 사시도이다.
- [0044] 도 1에 도시된 바와 같이, 엑스선 영상 장치(1)는 엑스선의 조사 및 검출을 위한 하우징(101), 대상체(object; ob)의 이동을 위한 테이블(190) 및 엑스선 영상 장치(1)의 동작을 제어하기 위한 본체(200)를 포함할 수 있다.
- [0045] 하우징(101)의 내부에는 원통형의 갠트리(102)가 장착된다. 갠트리(102) 내부에는 엑스선을 조사하는 엑스선 소스(103) 및 엑스선을 검출하는 엑스선 디텍터(120)가 서로 마주보도록 마련된다. 엑스선 소스(103)는 엑스선을 발생시켜 대상체에 조사하는 장치이며, 조사되는 엑스선을 필터링하는 필터링부 등이 구비되어 엑스선 소스 어셈블리 형태로 마련될 수도 있다. 여기서, 대상체는 인간이나 동물, 물건 등과 같이 엑스선 영상 장치(1)에 의해 그 내부 구조가 영상화 될 수 있는 것이라면 제한없이 대상체가 될 수 있다.
- [0046] 엑스선 디텍터(120)는 대상체를 투과한 엑스선을 검출하는 장치이며, 엑스선 소스(103)의 맞은편에 마련될 수 있다. 테이블(190)의 이동에 따라 엑스선 소스(103) 및 엑스선 소스(103) 사이에 대상체가 위치할 수 있으며, 엑스선 소스(103)로부터 조사된 엑스선이 대상체를 투과하여 엑스선 디텍터(120)를 통해 검출될 수 있다.
- [0047] 갠트리(102)는 구동명령에 따라 보어(104)의 주위를 일정 각속도로 회전하며, 이에 따라 갠트리(102)에 마련된 엑스선 소스(103) 및 엑스선 디텍터(120) 역시 소정이 축을 형성하며 회전하게 된다. 이 때, 갠트리(102)의 회전 방향을 D1방향으로 정의할 수 있다.
- [0048] 테이블(190)은 엑스선 촬영의 대상이 되는 대상체를 보어(104)(bore)의 내부로 이송시킨다. 테이블(190)은 지면에 대해 수평 상태를 유지하면서 좌우 방향(즉, x축 방향), 상하 방향(즉, y축에 방향) 및 전후 방향(즉, z축 방향)으로 이동할 수 있다. 테이블(190)은 x축 방향, y축 방향 및 z축 방향으로 이동하면서, 촬영하고자 하는 부위 즉, 촬영 영역(FOV)이 엑스선 소스(103) 및 엑스선 디텍터(120) 사이에 위치할 수 있도록 한다. 이 때, y축으로 테이블(190)이 이동하는 방향을 D2방향으로 정의할 수 있다. 또한, 촬영 영역(FOV)은 대상체 전체가 될 수도 있고, 대상체 내부의 일부 영역만을 포함할 수도 있다. 촬영 영역(FOV)은 관심 영역(ROI, region of interest)가 될 수도 있다.
- [0049] 본체(200)는 엑스선 영상 장치(1)의 주요 구성요소, 예를 들어, 제어부(미도시)를 수납할 수 있다. 제어부는 갠트리(102)의 회전이나 테이블(190)의 이동을 제어하거나, 엑스선 소스(103)로부터 조사되는 엑스선의 선량을 제어하는 등 엑스선 영상 장치(1)의 동작을 위한 각종 제어신호를 생성할 수 있다.
- [0050] 본체(200)의 상부에는 사용자 조작을 위한 위한 유저 인터페이스가 마련될 수 있다. 유저 인터페이스는 엑스선 영상 장치(1)의 동작을 조작하기 위한 사용자 명령을 입력받는 입력부(210) 및 엑스선 영상 장치(1)의 동작과 관련된 다양한 화면을 제공하는 디스플레이부(220)를 포함할 수 있다.
- [0051] 입력부(210)는 사용자의 입력을 위해 각종 버튼이나 스위치, 키보드, 마우스, 트랙볼(track-ball), 각종 레버(lever), 핸들(handle)이나 스틱(stick) 등과 같은 하드웨어적인 입력장치를 포함할 수 있다. 입력부(210)는 도 1에 도시된 바와 같이 본체(200)의 상부에 마련될 수도 있으나, 입력부(210)가 풋 스위치(foot switch) 및 풋

페달(foot pedal)등으로 구현되는 경우에는 본체(200)의 하부에 마련되는 것도 가능하다.

- [0052] 입력부(210)는 사용자 입력을 위해 터치 패드(touch pad) 등과 같은 GUI(Graphical User interface), 즉 소프트웨어인 입력장치를 포함할 수도 있다. 터치 패드는 터치 스크린 패널(Touch Screen Panel: TSP)로 구현될 수 있다.
- [0053] 사용자는 입력부(210)를 통해 액션 촬영 시작 명령, 테이블(190)의 이동 명령 등을 입력할 수도 있고, 촬영의 종류를 선택하거나 촬영 영역(FOV, field of view)의 설정 등을 수행할 수도 있다. 입력부(210)에 입력된 사용자 명령은 유선 통신이나 무선 통신을 통해 본체(200)로 전송될 수 있다.
- [0054] 디스플레이부(220)는 음극선관(Cathode Ray Tube: CRT), 디지털 광원 처리(Digital Light Processing: DLP) 패널, 플라즈마 디스플레이 패널(Plasma Display Panel), 액정 디스플레이(Liquid Crystal Display: LCD) 패널, 전기 발광(Electro Luminescence: EL) 패널, 전기영동 디스플레이(Electrophoretic Display: EPD) 패널, 전기 변색 디스플레이(Electrochromic Display: ECD) 패널, 발광 다이오드(Light Emitting Diode: LED) 패널 또는 유기 발광 다이오드(Organic Light Emitting Diode: OLED) 패널 등으로 마련될 수 있으나, 이에 한정되지는 않는다.
- [0055] 전술한 바 있듯이, 터치 패드와 상호 레이어 구조를 이루는 터치 스크린 패널(TSP)으로 구성되는 경우, 디스플레이부(220)는 표시 장치 외에 입력 장치로도 사용될 수 있다.
- [0056] 디스플레이부(220)는 촬영 종류의 선택을 위한 화면, 촬영 영역(FOV)의 설정을 위한 화면 등 액션 영상 장치(1)의 동작 정보와 관련된 화면을 표시하고, 액션 촬영을 통해 획득된 액션 영상들을 표시할 수 있다. 여기서, 액션 영상은 대상체 내부의 원 영상(ideal image)에 근접한 복원 영상 및 복원 영상에 후처리를 수행한 영상을 포함할 수 있다.
- [0057] 액션 촬영을 통해 획득되는 액션 영상은, 촬영 종류에 따라 단일의 단면 영상, 복수의 단면 영상 또는 복수의 단면 영상에 기초하여 생성되는 3차원 영상(3D image)이나 3차원 입체 영상(3D stereo image)이 될 수 있다. 이 때, 3차원 영상은 복수의 단면 영상에 기초하여 생성된 3차원 볼륨 데이터를 소정 시점을 기준으로 볼륨 렌더링하여 얻은 영상을 말한다. 즉, 3차원 영상은 소정 시점을 기준으로 볼륨 데이터를 2차원 평면에 투영시킨 2차원 투영 영상(projected image)을 의미한다. 3차원 입체 영상은 사람의 좌우 눈에 각각 대응하는 두 개의 시점에서 볼륨 데이터를 볼륨 렌더링하여 좌 영상 및 우 영상을 획득하고, 획득된 두 영상을 조합한 영상을 말한다.
- [0058] 디스플레이부(220)는 도 1에 도시된 바와 달리 복수의 디스플레이장치를 포함하여, 서로 다른 종류의 화면이 표시되도록 할 수 있다. 일 예로, 디스플레이부(200)는 제1 디스플레이장치 및 제2 디스플레이장치를 포함하고, 제1 디스플레이장치에는 단면 영상이 표시되고, 제2 디스플레이장치에는 3차원 영상 또는 3차원 입체 영상이 표시될 수 있다. 다른 예로, 제1 디스플레이장치에는 액션 영상 장치(1)의 동작 정보와 관련된 화면이 표시되고, 제2 디스플레이장치에는 액션 촬영을 통해 획득된 액션 영상들이 표시될 수 있다.
- [0059] 이상의 컴퓨터 단층 촬영 장치를 이용하여, 대상체의 CT 영상을 획득할 수 있다.
- [0060] 도 2는 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치의 일 실시예를 도시한 사시도이다.
- [0061] 도 2에 도시된 바와 같이, 초음파 진단 장치(100)는 프로브(110), 본체(105), 조작 패널(150), 디스플레이부(160)를 포함할 수 있다.
- [0062] 본체(105)의 하측 전면에는 하나 이상의 암 커넥터(female connector; 145)가 구비될 수 있다. 암 커넥터(145)에는 케이블(130)의 일단에 마련된 수 커넥터(male connector; 140)가 물리적으로 결합될 수 있다. 케이블(130)을 통하여 초음파 프로브(110)와 본체(105)는 연결될 수 있다.
- [0063] 한편, 본체(105)의 하부에는 초음파 장치의 이동성을 위한 복수개의 캐스터(106)가 구비될 수 있다. 복수 개의 캐스터(106)를 이용하여 사용자는 초음파 진단 장치(100)를 특정 장소에 고정시키거나, 특정 방향으로 이동시킬 수 있다. 이와 같은 초음파 진단 장치(100)를 카트형 초음파 장치라고 한다.
- [0064] 한편, 도 2 와 달리, 초음파 진단 장치(100)는 원거리 이동 시에 휴대할 수 있는 휴대형 초음파 장치일 수도 있다. 이때, 휴대형 초음파 장치는 캐스터(106)가 구비되지 않을 수 있다. 휴대형 초음파 진단 장치(100)의 예로는 팩스 뷰어(PACS Viewer), 스마트폰(Smart Phone), 랩탑 컴퓨터, PDA, 태블릿 PC 등이 있을 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.

- [0065] 초음파 프로브(110)는 대상체의 체표에 접촉하는 부분으로, 초음파를 대상체로 송수신할 수 있다. 구체적으로, 초음파 프로브(110)는 입력되는 펄스에 따라 초음파를 생성하여 대상체의 내부로 송신하고, 대상체 내부의 특정 부위로부터 반사된 에코 초음파를 수신한다.
- [0066] 조작 패널(150)은 초음파 진단 장치(100)의 동작과 관련된 명령을 입력 받을 수 있는 부분이다. 사용자는 조작 패널(150)을 통해 진단 시작, 진단 부위 선택, 진단 종류 선택, 최종적으로 출력되는 초음파 영상에 대한 모드 선택 등을 수행하기 위한 명령을 입력할 수 있다. 초음파 영상에 대한 모드로는 A-모드(Amplitude mode), B-모드(Brightness mode), D-모드(Doppler mode), E-모드(Elastography mode), 및 M-모드(Motion mode) 등을 예로 들 수 있다.
- [0067] 일 실시예로, 조작 패널(150)은, 도 2에 도시된 바와 같이 본체(105)의 상부에 위치할 수 있다. 이때, 조작 패널(150)은 스위치, 키, 휠, 조이스틱, 트랙볼 및 돔(knop) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0068] 또한, 조작 패널(150)은 서브 디스플레이(151)를 더 포함할 수 있다. 서브 디스플레이(151)는 조작 패널(150)의 일측에 마련되어 초음파 진단 장치(100)의 조작과 관련된 정보를 표시할 수 있다.
- [0069] 예를 들어, 서브 디스플레이(151)는 초음파 진단 장치(100)의 설정에 필요한 메뉴나 안내 사항 등을 표시하거나, 현재 초음파 진단 장치(100)의 설정을 표시할 수 있다.
- [0070] 이때, 서브 디스플레이(151)는 터치 패널로 구현될 수 있으며, 서브 디스플레이(151)가 터치 패널로 구현된 경우 사용자는 서브 디스플레이(151)를 터치하여 제어 명령을 입력할 수 있다.
- [0071] 이러한 서브 디스플레이(151)는 예를 들어, 액정 디스플레이(Liquid Crystal Display: LCD) 패널, 발광 다이오드(Light Emitting Diode: LED) 패널, 또는 유기 발광 다이오드(Organic Light Emitting Diode: OLED) 패널 등으로 구현될 수 있다.
- [0072] 조작 패널(150)의 주변에는 초음파 프로브(110)를 거치하기 위한 프로브(110) 홀더(107)가 하나 이상 구비될 수 있다. 따라서, 사용자는 초음파 진단 장치(100)를 사용하지 않을 때, 프로브(110) 홀더(107)에 초음파 프로브(110)를 거치하여 보관할 수 있다.
- [0073] 디스플레이부(160)는 초음파 진단 과정에서 얻어진 초음파 영상들을 표시할 수 있다. 디스플레이부(160)는, 도 2에서와 같이 본체(105)와 결합되어 장착될 수 있으나, 본체(105)와 분리 가능하도록 구현될 수도 있다.
- [0074] 또한, 디스플레이부(160)는 복수 개의 디스플레이 장치(161, 162)를 포함하여 서로 다른 영상을 동시에 표시할 수 있다. 예를 들어, 제1 디스플레이 장치(161)는 대상체를 촬영하여 획득한 초음파 영상을 표시하고, 제2 디스플레이 장치(162)는 정합 영상을 표시할 수 있다. 제1 디스플레이 장치(161)는 대상체를 촬영하여 획득한 2D 영상을 표시하고, 제2 디스플레이 장치(162)는 3D 영상을 표시할 수도 있다.
- [0075] 또한, 각 디스플레이 장치(161, 162)는 디스플레이 패널(Plasma Display Panel, PDP), 액정 디스플레이(Liquid Crystal Display: LCD) 패널, 발광 다이오드(Light Emitting Diode: LED) 패널, 또는 유기 발광 다이오드(Organic Light Emitting Diode: OLED) 패널, 능동형 유기 발광 다이오드(Active-matrix Organic Light-Emitting Diode, AMOLED) 패널 등과 같은 디스플레이 수단을 채용할 수 있다.
- [0076] 이상의 초음파 영상 장치를 이용하여, 대상체의 초음파 영상을 획득할 수 있다.
- [0077] 도 3은 간암에 대한 컴퓨터 단층 촬영 영상(CT)을 도시한 도면이다.
- [0078] 도 3에 개시된 바와 같이, 사진은 환자의 복부에 대한 컴퓨터 단층 촬영 영상이며, (b) 영상은 복부 부분에 대한 전반적인 컴퓨터 단층 촬영 영상을 나타낸 것이고, (a) 영상은 대상체인 간 부분에 대한 영상을 나타낸 것이다.
- [0079] (a)에 도시된 바와 같이, 화면의 왼쪽의 회색 부분이 간 부분에 해당하고, 화살표로 표시되어 주변보다 약간 흰 부분은 간암에 해당한다. 즉, 실제 측정 값에 따르면 약 1.3cm의 종양으로서 조기 간암으로 진단된다. 이와 같이, 컴퓨터 단층 촬영 영상을 통해서, 종양 부분인 간암에 대해 진단을 할 수 있으며, 후술할 초음파 영상과 대비할 때, 해상도가 높아 비교적 선명하게 암 부분을 관찰할 수 있다.
- [0080] 도 4는 간암에 대한 초음파 영상을 도시한 도면이다.
- [0081] 도 4에 개시된 바와 같이, 화살표로 표시된 부분은 간암으로 의심되는 1.3cm크기의 종양에 해당한다. 도 4의 영상에서 볼 수 있듯이, 초음파 영상은 실시간으로 영상 획득 및 표시가 가능 하지만, 도 3의 컴퓨터 단층 촬영

영상에 비하여 신호 대 잡음비가 낮아 화질이 선명하지 못하므로 간암으로 표시되는 부분의 확인이 쉽지 않다. 따라서, 초음파 영상 검사 만으로는 간암 등의 조기 발견이 어려우므로 정확한 진단을 위하여 컴퓨터 단층 촬영 또는 자기 공명 영상 촬영 검사가 수반된다.

[0082] 도 5는 정상인의 간 및 간암에 대한 자기 공명 영상을 도시한 도면이다.

[0083] 도 5에 개시된 바와 같이, (a)는 정상인의 간에 대한 자기 공명 영상(MRI)를 나타내고, (b)는 자기 공명 영상으로 판단 되는 조기 간암 부분을 나타낸다. (a)에서 볼 수 있듯이, 자기 공명 영상을 통해, 간 부분이 비교적 선명하게 표시되며 이는 도 4에 개시된 초음파 영상보다 해상도가 높아 대상체인 간을 선명하게 관찰할 수 있음을 알 수 있다. 또한 (b)에서 볼 수 있듯이, 왼쪽 영상과 오른쪽 영상의 화살표로 표시된 부분은 모두 조기 간암 부분에 해당하는 것으로 각각 1.3cm, 5mm 크기의 조기 간암 부분을 나타낸다. 자기 공명 영상에서는 초음파 영상이나 컴퓨터 단층 촬영 영상에 비해서 암 부분이 보다 선명하게 확인 되며, 좌측의 1.3cm 부분의 암은 컴퓨터 단층 촬영 영상에서도 확인이 되지만, 우측의 5mm 부분의 암은 컴퓨터 단층 촬영 영상에서 확인이 안되었으나, 자기 공명 영상에서는 확인이 될 수도 있음을 알 수 있다.

[0084] 도 6은 호흡 단계에 따른 간의 형태를 나타낸 도면이다.

[0085] 도 6에 개시된 바와 같이, (a)는 흡기 시 즉, 들숨에 의한 간의 모습이고, (b)는 호기 시 즉, 날숨에 의한 간의 모습이다. 간의 위치는 복부의 오른쪽 윗부분인 횡격막의 아래쪽에 위치하고 있으며 갈비뼈에 둘러싸여 보호되고 있다. (a)에서 볼 수 있듯이, 사람이 숨을 들이마시면 폐가 팽창하여 횡격막이 하강하게 되고, 따라서 호기 시에 비해 상대적으로 간이 눌러 납작한 형태를 가지게 된다. 반면 (b)에서 볼 수 있듯이, 사람이 숨을 내쉬면 폐가 수축하여 횡격막이 상승하게 되고, 따라서 흡기 시에 비해 상대적으로 간이 팽창한 형태를 가지게 된다.

[0086] 이러한 호흡에 따른 간의 상대적 위치로부터 간의 기준점들이 어느 방향으로 얼마큼 변화 했는지에 대한 이동 변위벡터를 계산할 수 있고, 그에 대한 내용은 이동 변위 벡터 결정에 관한 부분에서 후술한다.

[0087] 도 7은 일 실시예에 따른 영상 처리 장치의 제어 블록도이다.

[0088] 일 실시예에 따른 영상 처리 장치는 초음파 영상 장치 등의 의료용 진단기기 또는 의료 영상 생성 장치 내에서 실시 될 수 있으며, 소프트웨어의 제어에 의한 별도의 영상 처리 장치로서 동작할 수도 있다.

[0089] 도 7에 개시된 바와 같이, 영상 처리 장치(501)는 프로세서(410), 데이터 선택부(510), 영상 추출부(520), 변위 벡터 생성부(530), 제 1영상 정합부(540), 영상 생성부(550), 제 2영상 정합부(560), 통신부(600), 저장부(700), 입력부(1550) 및 디스플레이부(160)를 포함할 수 있으며, 데이터 선택부(510)는 유사 판단부(5110), 대상체 부피 계산부(512) 및 대상체 무게 계산부(513)를 포함할 수 있다. 또한, 영상 추출부(520)는 제 1호흡 단계 영상 추출부(521) 및 제 2호흡 단계 영상 추출부(522)를 포함할 수 있고, 영상 생성부(550)는 변위벡터 적용부(551)를 포함할 수 있다.

[0090] 제 1호흡 단계는 흡기(들숨) 시의 상태이며, 제 2호흡 단계는 호기(날숨) 시의 상태를 말한다.

[0091] 프로세서(410)는 영상 처리 장치(501)의 각 구성 부분을 제어하는 역할을 하며, 각 구성 부분들은 프로세서(410)와의 상호 작용을 통하여 기능을 수행한다.

[0092] 입력부(155)는 영상 처리 장치(501)에 발명의 일 실시예와 관련된 데이터를 입력하는 역할을 한다. 입력부(155)를 통해서 대상체인 간에 대한 컴퓨터 단층 촬영 영상에 대한 데이터를 입력할 수 있는데, 컴퓨터 단층 촬영 영상은 숨을 가득 들며 마신 들숨 상태에서 촬영 되므로 사용자는 흡기 시의 간에 대한 컴퓨터 단층 촬영 영상을 입력할 수 있다. 또한, 입력부(155)를 통해서 대상체인 간에 대한 자기 공명 영상 데이터를 입력할 수도 있다. 간에 대한 자기 공명 영상 데이터는 사람에 따라 상이하고 정보의 종류도 다양하므로 자기 공명 영상 장치로부터 획득된 대상체에 대한 데이터를 입력하여, 대상이 되는 환자와 유사한 정보를 가진 대상체의 데이터를 획득하는 데 사용될 수 있다. 또한, 입력부(155)를 통해서 대상체를 포함하는 환자의 신체 정보를 입력할 수 있는데, 환자의 신체 정보는 구체적으로 환자의 성별, 나이, 신장, 몸무게 및 허리둘레 등의 해부학적 특징을 포함할 수 있고, 질환의 중증도와 같은 정보도 포함될 수 있다. 입력부(155)를 통해 입력된 대상체의 정보는 저장부(700) 내에 저장되어 있는 대상체에 대한 자기 공명 영상 데이터를 선택하기 위한 유사 판단의 지표로 사용되기 위함이며, 상기 언급한 사항들 이외에도 발명의 실시예와 관련해서 필요한 데이터를 입력할 수 있다.

[0093] 통신부(600)는 다른 장치와 연결되어 연결된 장치와 데이터를 송수신 할 수 있다. 특히 통신부(600)는 컴퓨터 단층 촬영 장치에서 촬영된 대상체인 간에 대한 영상 데이터를 수신할 수 있고, 다른 장치에 입력된 환자의 신체정보나 해부학적 특징들을 수신할 수 있으며, 자기 공명 영상 촬영 장치에서 촬영된 간에 대한 자기 공명 영

상 데이터를 수신할 수도 있다. 상술한 바와 같이, 입력부(155)를 통해서 직접 데이터를 입력할 수도 있고, 통신부(600)가 수신한 데이터를 사용할 수도 있다. 통신부(600)는 수신한 데이터를 프로세서(410)로 전송할 수 있고, 데이터를 저장부(700)에 저장하여 일 실시예에 따른 제 1영상 정합 및 제 2영상 정합에 사용할 수 있다.

[0094] 여기서, 다른 장치는 미리 설정된 방법으로 대상체를 촬영하여 의료 영상을 획득하는 것으로, 다른 장치는 초음파 영상 장치(100)와 다른 모달리티의 장치 일 수 있다. 예를 들어, 다른 장치는 자기 공명 영상 촬영(Magnetic Resonance Imaging, MRI) 장치, 컴퓨터 단층 촬영(Computed Tomography, CT) 장치(1), 양전자 단층 촬영(Positron Emission Tomography, PET) 장치, 단일 광자 컴퓨터 단층 촬영(single photon emission computed tomography, SPECT) 장치 중 하나일 수 있다.

[0095] 통신부(600)는 다양한 유/무선 통신 프로토콜에 따라 다른 장치와 데이터를 통신할 수 있으나, 바람직하게는 의료용 디지털 영상 및 통신(DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine) 표준에 따라 데이터 통신할 수 있다.

[0096] 저장부(700)는 일 실시예에 따른 영상 정합에 이용되는 데이터를 저장할 수 있다. 대상체인 간에 대한 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터 및 자기 공명 영상 데이터를 저장할 수 있다. 상술한 바와 같이 상기 영상 데이터들은 입력부(155)를 통해서 직접 입력이 가능하고, 통신부(600)를 통해서 다른 장치로부터 수신도 가능하다. 저장부(700)에 저장된 데이터들은 프로세서(410)로 전송되고, 데이터 선택부(510), 영상 추출부(520), 변위벡터 생성부(530), 제 1영상 정합부(540), 영상 생성부(550), 제 2영상 정합부(560)로 전송되어 영상 생성 및 영상 정합에 사용될 수 있다.

[0097] 데이터 선택부(510)는 유사 판단부(511), 대상체 부피 계산부(512) 및 대상체 무게 계산부(513)을 포함할 수 있고, 대상체인 간의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터로부터 상기 간과 유사한 조건의 간에 대한 자기 공명 영상 데이터를 선택할 수 있다.

[0098] 유사 판단부(511)는 입력부(155)를 통해 입력되거나 통신부(600)를 통해 수신된 대상체에 대한 해부학적 특징 정보를 기초로 유사 판단을 수행할 수 있고, 유사 판단의 기준은 대상체를 포함하는 환자의 신체 정보를 기초로, 대상체 부피 계산부(512) 및 대상체 무게 계산부(513)를 통해 계산된 대상체인 간의 부피 및 무게 등을 말하며 이를 비교하여 유사성을 판단한다.

[0099] 영상 추출부(520)는 제 1호흡 단계 영상 추출부(521) 및 제 2호흡 단계 영상 추출부(522)를 포함할 수 있고, 입력된 대상체에 대한 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터와 유사한 자기 공명 영상 데이터에 기초하여 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상 및 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상을 추출할 수 있다.

[0100] 변위 벡터 생성부(530)는 영상 추출부(520)로부터 추출된 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상 및 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상에 기초하여 대상체인 간의 이동 변위 벡터를 결정할 수 있다.

[0101] 제 1영상 정합부(540)는 영상 추출부(520)로부터 추출된 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상과 대상체인 간의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 정합할 수 있다.

[0102] 영상 생성부(550)는 변위 벡터 적용부(551)를 포함할 수 있고, 데이터 선택부(510)으로부터 선택된 자기 공명 영상 데이터로부터 대상체인 간의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 생성할 수 있는데, 이 때 변위 벡터 적용부(551)는 변위 벡터 생성부(530)로부터 결정된 대상체인 간에 대한 이동 변위 벡터를 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상에 적용할 수 있다.

[0103] 제 2영상 정합부(560)는 입력부(155)로부터 입력 되거나, 통신부(600)를 통해 수신된 대상체인 간에 대한 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상과 영상 생성부(550)로부터 생성된 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상에 기초하여, 대상체인 간에 대한 컴퓨터 단층 촬영 영상과 초음파 영상을 정합할 수 있다.

[0104] 디스플레이부(160)는 프로세서(410)의 제어에 의해 데이터 선택부(510)에 의해 선택된 대상체의 자기 공명 영상을 표시할 수 있고, 영상 추출부(520)에 의해 추출된 대상체의 제 1호흡 단계 및 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상을 표시할 수 있으며, 제 1영상 정합부(540)로부터 정합된 영상 및 영상 생성부(550)로부터 생성된 간의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 표시할 수 있다. 최종적으로, 디스플레이부(160)는 제 2영상 정합부(560)으로부터 정합된 간에 대한 컴퓨터 단층 촬영 영상과 초음파 영상의 정합 영상을 표시할 수 있는데, 이는 별도의 영상 처리 장치(501)에 포함된 디스플레이부(160)에서 표시될 수도 있고, 초음파 영상 장치(100)에 포함된 디스플레이부(160)를 통해서도 표시될 수 있다.

- [0105] 도 8은 일 실시예에 따른 영상 처리 방법을 도시한 순서도이다.
- [0106] 도 8에 개시된 바와 같이, 일 실시예에 따른 영상 처리 방법을 도 9 내지 도 14를 참고하여 상세히 설명 하도록 한다.
- [0107] 사용자는 영상 처리 장치(501)의 입력부(155)를 통해서 컴퓨터 단층 촬영 영상 장치로부터 촬영된 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터를 입력할 수 있다(S100).
- [0108] 상술한 바와 같이, 대상체는 주로 간, 심장, 폐 등의 인체의 장기가 될 수 있으며 일 실시예에 따른 영상 처리 방법에서는 설명의 편의를 위하여 대상체가 간인 경우를 예로 들어 설명하나, 이에 구속되지는 않는다. 또한, 제 1호흡 단계는 상술한 바와 같이 사람이 숨을 들이마신 경우 즉, 흡기(들숨)시에 해당하는 경우의 호흡 단계이며, 이 경우 도 6에 개시된 바와 같이 상대적으로 간의 모양이 눌러 있게 된다. 간의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상은 입력부(155)를 통해 직접 입력되는 것 이외에, 통신부(600)를 통하여 컴퓨터 단층 촬영 영상 장치로부터 영상 데이터를 수신할 수도 있다. 통신부(600)를 통하여 수신된 영상 데이터는 저장부(700)에 저장 될 수 있고, 프로세서(410)로 전송될 수 있다.
- [0109] 도 9는 대상체인 간의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터를 나타낸 도면이다.
- [0110] 도 9에 개시된 바와 같이, 회색으로 표시된 부분이 대상체인 간에 해당하는 부분이고, 컴퓨터 단층 촬영 영상의 3차원 볼륨 데이터를 나타내는 것이다.
- [0111] 상술한 바와 같이, 컴퓨터 단층 촬영을 수행하는 경우에는 사람이 숨을 들이마신 상태에서 대상체를 촬영 하므로, 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상은 간이 상대적으로 눌린 경우의 영상을 의미하며, 이는 도 6의 (a)에 도시된 상태의 간을 말한다.
- [0112] 데이터 선택부(510)는 입력부(155)에 의하여 입력 되거나, 통신부(600)에 의하여 수신된 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터에 해당하는 대상체와 유사한 대상체의 자기 공명 영상 데이터를 선택할 수 있다 (S110).
- [0113] 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터로서 입력된 간에 대한 영상 데이터와 유사한 간에 대한 자기 공명 영상 데이터를 선택하는 이유는 자기 공명 영상 데이터를 건본 데이터로 사용하여, 호기(날숨)시의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터를 생성하기 위함이다. 건본 데이터로 활용 할 수 있는 데이터는 한정이 없으나, 본 발명의 일 실시예에서는 자기 공명 영상 데이터를 예로 들어 설명한다.
- [0114] 대상체에 대한 자기 공명 영상 데이터는 자기 공명 영상 촬영 장치로부터 촬영된 다수의 대상체에 대한 데이터로서, 영상 처리 장치(501)의 저장부(700)에 저장되어 있는 것이 일반적이나, 대상체에 대한 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터를 입력한 후에 입력부(155)를 통해서 입력 하거나, 통신부(600)로부터 수신되어 사용될 수도 있다.
- [0115] 데이터 선택부(510)는 유사 판단부(511), 대상체 부피 계산부(512) 및 대상체 무게 계산부(513)를 포함하여 간에 대한 자기 공명 영상 데이터를 선택하며, 입력된 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터에 해당하는 사람의 대상체에 대한 자기 공명 영상 데이터가 존재하면 해당 데이터를 사용하여 일 실시예에 따른 영상 처리 방법을 수행할 수 있으나, 동일한 사람의 대상체에 대한 자기 공명 영상 데이터가 존재하지 않는 경우에는 대상체와 가장 유사한 대상체의 자기 공명 영상 데이터를 가지고 영상 처리를 수행하기 위하여 저장되어 있는 데이터로부터 선택하는 것이 필요하다.
- [0116] 대상체에 대한 유사 판단을 하기 위하여, 먼저 데이터 선택부(510)의 유사 판단부(511)는 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터에 해당하는 대상체와 저장되어 있는 자기 공명 영상 데이터에 해당하는 대상체의 해부학적 특징을 비교한다. 구체적으로 대상체에 해당하는 간을 포함하는 환자의 신체 정보로부터 저장되어 있는 자기 공명 영상 데이터에 해당하는 대상체와의 유사성을 판단 하는데, 판단 기준은 대상체인 간을 포함하는 대상 환자의 성별 (gender), 나이(age), 신장(body height;; BH) 및 몸무게(body weight; BW) 등의 신체 정보를 이용하여 유사한 대상체인 간에 대한 데이터를 선택한다. 추가적으로, 대상 환자가 가지고 있는 질환의 중증도에 대한 정보도 입력 가능하고 질환의 정도에 따라 그에 맞는 자기 공명 영상 데이터를 선택할 수도 있다.
- [0117] 유사성의 판단 기준인 성별, 나이, 신장 및 몸무게 등이 유사한 경우에 대상체의 크기가 유사하다고 가정할 수 있으며, 예로 들어 설명하는 간의 경우 대상 환자의 간과 저장되어 있는 자기 공명 영상 데이터에 해당하는 간의 크기 및 부피를 비교하여 유사한 데이터를 판단할 수 있다.

[0118] 도 7에 개시된 바와 같이, 데이터 선택부(510)의 유사 판단부(511)는 입력되거나 수신된 대상체의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터의 대상 환자의 성별, 나이, 신장 및 몸무게 값과 자기 공명 영상 데이터로 저장되어 있는 대상체를 포함하고 있던 사람의 상기 값들을 비교하여 그 중에 유사한 데이터를 선택할 수도 있다. 또한, 대상체 부피 계산부(512)가 상기 정보를 기초로 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터로 입력된 대상체의 부피를 계산하고, 대상체 무게 계산부(513)가 대상체의 무게를 계산하여 산출된 값들에 기초하여 최종적으로 유사 판단부(511)가 입력된 간의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터와 자기 공명 영상 데이터의 유사성을 판단할 수 있다.

[0119] 간의 경우, 데이터의 유사성을 판단하는 기준을 살펴보면, 간의 부피인 TVL(Total Liver Volume) 값은 하기 수학적 식 1과 같이 표현될 수 있다.

수학적 식 1

[0120]
$$TVL = -794.41 + 1,267.28 * BSA$$

[0121] 수학적 식 1의 BSA값은 Body Surface Area를 나타내는 것으로 대상 환자의 몸무게(BW) 및 신장(BH)에 근거하여 산출된다.

[0122] 데이터의 유사성을 판단하는 또 다른 기준을 살펴보면, 간의 무게인 LW(Liver Weight) 값은 하기 수학적 식 2와 같이 표현될 수 있다.

수학적 식 2

[0123]
$$LW = 452 + 16.34 * BW + 11.85 * 나이(age) - 166 * 성별(gender)$$

[0124] 수학적 식 2의 "성별(gender)"은 여성은 "1"로, 남성은 "0"으로 나타낼 수 있다.

[0125] 대상체 부피 계산부(512)는 대상체인 간의 TVL 값을 계산하고, 대상체 무게 계산부(513)는 대상체인 간의 LW 값을 계산하여 계산된 데이터에 기초하여 유사 판단부(511)가 입력된 간의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터와 저장되어 있는 자기 공명 영상 데이터의 유사성을 판단한다.

[0126] 도 10은 대상체에 대한 자기 공명 영상 데이터를 도시한 도면이다.

[0127] 도 10에 개시된 바와 같이, 저장부(700)에는 대상체에 대한 자기 공명 영상 데이터는 다수의 데이터로 저장되어 있을 수 있다. 즉, 다수인 또는 다수의 환자에 대하여 대상체인 간에 대한 자기 공명 영상 데이터를 포함할 수 있으며, 이는 다수의 환자에 대하여 흡기(들숨)와 호기(날숨)의 호흡 단계를 포함하고 있는 자기 공명 영상 데이터로 표시될 수 있다. 자기 공명 영상 촬영의 경우에는, 컴퓨터 단층 촬영의 경우와는 달리 방사능 피폭으로부터 자유롭게 때문에 여러 호흡 단계를 포함하는 데이터의 생성이 가능하고, 시간의 흐름에 따라 흡기와 호기의 호흡단계가 반복되므로 시간 영역도 포함되어 4차원 데이터로 저장되어 있을 수 있다. 도 10에 개시된 바와 같이, (a) 및 (b)는 서로 다른 대상 환자의 간에 대한 자기 공명 영상 데이터를 나타낸 것이고, ①은 흡기 시에 대상체에서의 자기 공명 영상 데이터이고, ②는 호기 시에 대상체의 자기 공명 영상 데이터이다. 호흡의 흐름에 따라 ①과 ②의 단계가 반복되는 데이터를 생성하고, 데이터 선택부(510)는 (a), (b) 등으로 표현되는 다수의 자기 공명 영상 데이터 세트들 중에서, 입력된 간에 대한 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터와 유사한 데이터를 선택한다.

[0128] 영상 추출부(520)의 제 1호흡 단계 영상 추출부(521) 및 제 2호흡 단계 영상 추출부(522)는 데이터 선택부(510)에 의해서 선택된 간의 호흡 단계에 대한 자기 공명 영상 데이터로부터 각각 제 1호흡 단계 및 제 2호흡 단계에 대한 영상 데이터를 추출한다(S120).

[0129] 간의 호흡 단계에 대한 자기 공명 영상 데이터는 상술한 바와 같이, 흡기와 호기의 호흡 단계를 반복하고 있으므로, 그 중에서 흡기에 해당하는 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상과 호기에 해당하는 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상을 추출하는데, 상기 추출되는 데이터는 제 1호흡 단계의 데이터 한 개와 제 2호흡 단계의 데이터 한 개를 추출할 수도 있고, 제 1호흡 단계의 데이터 복수개와 제 2호흡 단계의 데이터 복수개를 추출할 수도 있다. 호흡 단계에 따른 데이터를 추출하는 기준은, 호흡 단계는 시간의 흐름에 따라 진행 되므로 반복되는 호흡 주기

에 기반하여 해당 시간별 데이터를 결정하여 제 1호흡 단계 및 제 2호흡 단계의 데이터를 추출할 수 있다.

- [0130] 변위 벡터 생성부(530)는 영상 추출부(520)로부터 추출된 제 1호흡 단계 및 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상 데이터로부터 대상체인 간의 이동 변위 벡터를 결정 한다(S130).
- [0131] 숨을 들이 마시는 제 1호흡 단계와 숨을 내쉬는 제 2호흡 단계의 반복에 의해 간 형태의 변형이 일어나게 되고, 따라서 변위 벡터 생성부(530)는 변형의 정도나 변형의 방향을 벡터로 계산할 수 있다.
- [0132] 도 11은 간의 제 1호흡 단계 및 제 2호흡 단계에 있어서 이동 변위 벡터 계산을 위한 좌표의 이동을 나타낸 도면이다.
- [0133] 도 11에 개시된 바와 같이, (a)는 제 1호흡 단계 영상 추출부(521)로부터 추출된 간의 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상이고, (b)는 제 2호흡 단계 영상 추출부(522)로부터 추출된 간의 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상이다.
- [0134] 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상은 간이 약간 눌린 모양을 하고 있고, 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상은 간이 눌리지 않은 모양을 하고 있으며 (a)에서 삼각형, 엑스 및 원형으로 표시된 곳은 제 1호흡 단계 및 제 2호흡 단계 사이에 간 형태의 변형으로부터 이동 변위 벡터를 결정하기 위한 특정 지점인 특징점(feature)을 나타내는 것이다.
- [0135] 흡기 시에 간의 삼각형, 엑스 및 원형 부분의 위치가 호기 시에 간의 삼각형, 엑스 및 원형 부분으로 이동하는데, 이는 호흡 단계에 따라 간이 눌리거나 퍼지면서 간 표면의 지점이 이동하는 것을 반영한 것이다.
- [0136] 변위 벡터 생성부(530)가 간의 이동 변위 벡터를 결정하는 구체적인 방법을 살펴보면, 특징점을 기반으로 한 비강체(non-rigid) 정합의 개념이 이용된다. 먼저, 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상 및 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상으로부터 특징점을 추출 한 뒤(feature extraction), 추출한 특징점을 이용하여 벡터 형식으로 기술할 수 있다(feature descriptor). 벡터 형식으로 기술된 특징점들의 거리에 기초하여 일정 거리 안에 있는 특징점들 중에서 가장 가까운 점들(nearest neighbor)을 연관 짓는다(corresponding). 연관 짓는 가까운 점들의 기준은, 일정 영역 안에 위치하는 특징점들의 거리가 특정 기준 거리(threshold distance) 이하이고, 가장 가깝게 위치하는 점과 그 다음으로 가깝게 위치하는 점의 비율이 특정 비율 이하인 경우에 연관성을 인정할 수 있다. 다음으로, 변형할 수 있는 그물망 모델(deformable mesh)을 적용하여, 변위 벡터 계산시에 그물망 모델 에너지(deformable mesh energy)를 적용한다. 그물망 모델 에너지를 적용하는 이유는, 그물망 구조는 에너지 형태의 가변이 자유 에너지 상태일 때 보다 적으므로, 특징점 연관성을 기반으로 전체 영상 도메인에 대하여 적절한 변위 벡터를 계산하기 위해 B-스플라인(B-splines)에 기초한 자유 변형 모델(free-form deformation)을 사용한다. 자유 변형 모델 기법은, B-스플라인을 구성하는 제어점들의 격자를 각각 움직여서 물체를 변형시키는 방식으로 특징을 추출할 필요가 없고, 자유도가 높기 때문에 복잡한 국부 변형을 모델링 하기에 적합하다. 자유 변형 모델 기법은 비 특허문헌 D. Rueckert et al., "Nonrigid registration using free-form deformations: Application to breast MR images," IEEE Trans. Medical Imaging, vol. 18, pp. 712-721, 1999. 에 개시되어 있다.
- [0137] 따라서, 특징점들 간의 연관성에 대한 에너지(feature correspondence energy) 및 그물망 모델 에너지(deformable mesh energy)를 적용하여 양자를 적절하게 만족시키는 에너지를 찾는 것으로, 그물망 모델의 격자점의 변위와의 연관성을 이용하여 모델의 에너지 함수를 정의하고 이 함수값을 최소화 시키는 변위 벡터의 솔루션을 PCG(Preconditioned Nonlinear Conjugate Gradient) 방법을 이용하여 산출할 수 있다. 상술한 방법을 통하여, 도 11에 개시된 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상 및 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상으로부터 변위벡터를 계산할 수 있다. 이러한 특징점에 기반한 변위벡터 계산 방법은 일반적으로 사용되고 있는 기술에 해당한다.
- [0138] 제 1영상 정합부(540)는 대상체인 간에 대해 입력된 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상과 영상 추출부(520)로부터 추출된 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상을 정합할 수 있다. 즉, 컴퓨터 단층 촬영 영상과 자기 공명 영상의 좌표를 일치시켜서 자기 공명 영상의 좌표 또는 위치에 맞추어 컴퓨터 단층 촬영 영상을 관찰하고 검색할 수 있게 하기 위해 정합을 수행할 수 있다.
- [0139] 도 12는 일 실시예에 따라 간에 대한 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 및 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상을 정합하는 것을 도시한 개념도이다.
- [0140] 도 12에 도시된 바와 같이, (a)는 추출된 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상이고, (b)는 입력된 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상이며, 간에 대한 자기 공명 영상과 컴퓨터 단층 촬영 영상의 각 지점에 기초하여 정합을 수행하여, 결과적으로 입력된 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상에 대해 3차원 상에서 자기 공명 영상과

좌표를 일치 시켜 같은 좌표 상에서 확인할 수 있도록 할 수 있다.

- [0141] 이렇게 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상과 자기 공명 영상을 정합하는 이유는 후술할 바와 같이 자기 공명 영상 데이터로부터 결정된 이동 변위 벡터를 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상에 적용할 수 있도록 하기 위함이다.
- [0142] 제 1영상 정합부(540)가 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 제 1 호흡 단계의 자기 공명 영상에 정합하는 구체적인 방법을 살펴보면, 대상체인 간의 표면에 대한 영상 정보를 획득하여 그로부터 컴퓨터 단층 촬영 영상과 자기 공명 영상을 정합하는 것이다. 관심 대상체인 간에 대하여 조영제를 투입하여 촬영한 영상은 컴퓨터 단층 촬영 영상 및 자기 공명 영상 모두 간과 폐의 경계가 매우 뚜렷하므로, 간의 표면 정보를 획득할 수 있다. 도 12에 도시된 바와 같이, (a) 및 (b)에서 굵은 선으로 표시된 부분은 간의 표면을 나타내는 것이다. 따라서 이러한 간의 표면 경계 정보를 이용하여 ICP(Iterative Closest Point) 기법을 통해 강체 정합(rigid registration)을 수행할 수 있다. 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상과 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상은 각각 다른 환자의 대상체에 대한 데이터일 수 있으므로 정보가 완전히 일치하지 일치하지 않는 경우도 있기 때문에, 강체 정합을 통하여 대상체 내부의 변형 없이 회전(rotation) 및 이동(translation) 방법만으로 대략적인 위치 정합을 수행할 수 있다. 상술한 바와 같이 일반적으로 사용되고 있는 정합 기술을 이용하여 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 및 제 1호흡 단계의 자기 공명 영상을 정합할 수 있다.
- [0143] 영상 생성부(550) 내의 변위 벡터 적용부(551)는 변위 벡터 생성부(530)로부터 생성된 간의 이동 변위 벡터를 간의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상에 적용하여(S150), 대상체의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 생성할 수 있다(S160).
- [0144] 변위 벡터 적용부(551)는 변위 벡터 생성부(530)가 제 1호흡 단계 및 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상 데이터로부터 결정된 변위 벡터를 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터에 적용할 수 있다.
- [0145] 도 13은 간의 자기 공명 영상 데이터로부터 결정된 변위 벡터를 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터에 적용하여 간의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 생성하는 것을 도시한 도면이다.
- [0146] 도 11에 도시된 바와 같이, 간의 제 1호흡 단계 및 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상 데이터로부터 결정된 이동 변위 벡터를 도 13에 도시된 간의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터에 적용할 수 있다. 프로세서(410)의 통제하에 변위 벡터 적용부(551)가 변위 벡터 생성부(530)로부터 결정된 이동 변위 벡터를 제 1호흡 단계 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터의 삼각형, 엑스 및 원형의 지점에 반영하여 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터의 해당 지점을 찾는 방법으로 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 생성할 수 있고, 이 때, 상술한 그물망 모델(deformable mesh)을 적용할 수 있다.
- [0147] 최종적으로, 제 2영상 정합부(560)는 대상체인 간의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 및 영상 생성부(550)에서 생성된 간의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상에 기초하여, 간의 컴퓨터 단층 촬영 영상과 초음파 영상을 정합할 수 있다(S170). 정합 영상은 양자의 좌표 또는 위치를 일치 시켜서 동일한 시각에서 관찰할 수 있도록 하는 것인 바, 영상을 따로 표시하여 동시에 관찰할 수도 있고, 영상을 겹쳐서 표시하여 한 영상 내에서 동시에 관찰할 수도 있다.
- [0148] 상술한 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 생성에 따르면, 하나의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상으로부터 하나의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 생성할 수 있지만, 나아가 입력된 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 및 생성된 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상으로부터 간에 대한 초음파 영상과 정합하는 연속적인 영상을 생성할 수 있다.
- [0149] 도 14는 일 실시예에 따라 컴퓨터 단층 촬영 영상과 초음파 영상을 정합한 일 영상을 도시한 도면이다.
- [0150] 도 14에 개시된 바와 같이, (a)는 초음파 영상이고 (b)는 컴퓨터 단층 촬영 영상이며 (c)는 양자가 정합된 영상을 도시한 것이다. (c)에 도시된 바와 같이, 초음파 영상과 컴퓨터 단층 촬영 영상을 겹쳐서 표시할 때에는 영상의 색상 또는 밝기에 차이를 두어 구분되게 표시할 수 있으며, 정합 영상을 통하여 초음파 영상과 컴퓨터 단층 촬영 영상을 같은 위치 및 같은 시점에서 관찰할 수 있게 되므로 암 등의 병변을 관찰하기에 효과적일 수 있다.
- [0151] 디스플레이부(160)는 초음파 영상과 컴퓨터 단층 촬영 영상이 정합된 최종 영상을 표시할 수 있다(S180). 상술한 바와 같이, 디스플레이부(160)에는 초음파 영상과 컴퓨터 단층 촬영 영상이 정합된 상태로 양자를 동시에 다른 화면에 표시하여 관찰할 수도 있고, 양자가 겹쳐진 상태로 표시하여 한 화면 내에서 관찰할 수도 있다.

- [0152] 도 15는 초음파 영상 장치의 일 실시예에 따른 제어 블록도이다.
- [0153] 상술한 영상 처리 장치는 도 7에 도시된 바와 같이, 프로세서(410)와 같은 소프트웨어를 구비한 별도의 장치로 구현될 수도 있으며, 도 15에 도시된 바와 같이 초음파 영상 장치 내에서 영상처리부(500)로 구현될 수도 있다.
- [0154] 도 15를 참조하면, 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(100)는 초음파 프로브(110), 빔포밍부(300), 제어부(400), 영상 처리부(500), 통신부(600), 저장부(700)를 포함할 수 있다.
- [0155] 초음파 프로브(110)는 대상체의 볼륨 데이터를 획득하는 기술적 사상 안에서 다양하게 구현될 수 있다. 예를 들어 초음파 프로브(110)의 엘리먼트가 1차원 배열을 가지는 경우, 초음파 프로브(110)는 프리핸드(Freehand)방식에 따라 볼륨 데이터를 획득할 수 있다. 또는, 사용자의 조작 없이 초음파 프로브(110)는 기계적(Mechanical)방식에 따라 볼륨 데이터를 획득할 수 있다. 이와는 달리, 초음파 프로브(110)의 엘리먼트가 2차원 배열을 가지는 경우, 초음파 프로브(110)는 엘리먼트를 제어함으로써 볼륨 데이터를 획득할 수 있다.
- [0156] 빔 포밍부(300)는 송신 빔포머(310)와 수신 빔포머(320)를 포함하여, 아날로그 신호와 디지털 신호를 상호 변환하고, 적어도 하나의 트랜스듀서(T)가 송신하는 또는 적어도 하나의 트랜스듀서로부터 수신되는 초음파의 시간차를 조절할 수 있다. 이러한 빔 포밍부(300)는 도 2에 도시된 바와 같이 초음파 영상 장치 본체(100) 내에 포함될 수도 있으나, 초음파 프로브(110) 자체에 구비되어 그 역할을 수행하는 것도 가능하다.
- [0157] 통신부(600)는 도 7에서 설명한 바와 같이, 다른 장치와 연결되어 연결된 장치와 데이터를 송수신할 수 있다. 특히 통신부(600)는 네트워크(800)에 연결된 다른 장치와 연결되어 컴퓨터 단층 촬영 장치에서 촬영된 대상체인 간에 대한 영상 데이터를 수신할 수 있고, 다른 장치에 입력된 환자의 신체정보나 해부학적 특징들을 수신할 수 있으며, 자기 공명 영상 촬영 장치에서 촬영된 간에 대한 자기 공명 영상 데이터를 수신할 수도 있다. 상술한 바와 같이, 입력부(155)를 통해서 직접 데이터를 입력할 수도 있고, 통신부(600)가 수신한 데이터를 사용할 수도 있다. 통신부(600)는 수신한 데이터를 제어부(400)로 전송할 수 있고, 데이터를 저장부(700)에 저장하여 일 실시예에 따른 제 1영상 정합 및 제 2영상 정합에 사용할 수 있다.
- [0158] 제어부(400)는 통신부(600)로부터 수신한 데이터를 저장부(700)에 저장하거나, 영상 처리부(500)로 전송할 수 있으며, 영상 처리부(500)에서 이루어지는 초음파 영상의 영상 처리에 대하여 제어할 수 있다. 또한, 영상 처리부(500)에서 생성한 초음파 영상과 컴퓨터 단층 촬영 영상의 정합 영상을 표시하도록 디스플레이부(160)를 제어할 수 있다.
- [0159] 영상 처리부(500)는 데이터 선택부(510), 영상 추출부(520), 변위 벡터 생성부(530), 제 1영상 정합부(540), 영상 생성부(550) 및 제 2영상 정합부(560)를 포함할 수 있다. 영상 처리부(500)는 일 실시예에 따라 대상체의 제 1호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상 및 대상체와 유사한 대상체의 자기 공명 영상 데이터에 기초하여, 대상체의 컴퓨터 단층 촬영 영상과 대상체의 초음파 영상을 정합하는 역할을 수행한다. 이때, 영상 처리부(500)는 하나 또는 복수 개의 프로세서에 해당할 수 있다. 프로세서는 다수의 논리 게이트들의 어레이로 구현될 수도 있고, 범용적인 마이크로 프로세서와 이 마이크로 프로세서에서 실행될 수 있는 프로그램이 저장된 메모리의 조합으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 영상 처리부(500)는 범용적인 GPU로 구현될 수 있다. 영상 처리부(500)가 포함하는 각 구성에 대해서는 도 7 내지 도 8을 통하여 상술한 바, 중복되는 설명은 생략한다.
- [0160] 저장부(700)는 일 실시예에 따른 영상 정합에 이용되는 데이터를 저장할 수 있다. 대상체인 간에 대한 컴퓨터 단층 촬영 영상 데이터 및 자기 공명 영상 데이터를 저장할 수 있다. 영상 데이터들은 조작패널(150)을 통해서 직접 입력이 가능하고, 통신부(600)를 통해서 다른 장치로부터 수신도 가능하다. 저장부(700)에 저장된 데이터들은 제어부(400)로 전송되고, 영상 처리부(500)로 전송되어 영상 생성 및 영상 정합에 사용될 수 있다.
- [0161] 저장부(700)는, 예를 들어, 고속 랜덤 액세스 메모리(high-speed random access memory), 자기 디스크, 에스램(SRAM), 디램(DRAM), 롬(ROM) 등을 포함할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 또한, 저장부(700)는 초음파 영상 장치(100)와 탈착이 가능할 수 있다. 예를 들어, 저장부(700)는 CF 카드(Compact Flash Card), SD 카드(Secure Digital Card), SM카드(Smart Media Card), MMC(Multimedia Card) 또는 메모리 스틱(Memory Stick)을 포함할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 또한, 저장부(700)는 초음파 영상 장치(100)의 외부에 구비되어, 유선 또는 무선으로 초음파 영상 장치(100)로 데이터를 송신 또는 수신할 수 있다.
- [0162] 조작패널(150)은 초음파 영상 장치(100) 발명의 일 실시예와 관련된 데이터를 입력하는 역할을 한다. 조작패널(150)을 통해서 대상체인 간에 대한 컴퓨터 단층 촬영 영상에 대한 데이터를 입력할 수 있는데, 사용자는 흡기시의 간에 대한 컴퓨터 단층 촬영 영상을 입력할 수 있다. 또한, 조작패널(150)을 통해서 대상체인 간에 대한

자기 공명 영상 데이터를 입력할 수도 있다. 간에 대한 자기 공명 영상 데이터는 사람에 따라 상이하고 정보의 종류도 다양하므로 자기 공명 영상 장치로부터 획득된 대상체에 대한 데이터를 입력하여, 대상이 되는 환자와 유사한 정보를 가진 대상체의 데이터를 획득하는 데 사용될 수 있다. 또한, 조작패널(150)을 통해서 대상체를 포함하는 환자의 신체 정보를 입력할 수 있고, 상기 언급한 사항들 이외에도 발명의 실시예와 관련해서 필요한 데이터를 입력할 수 있다.

[0163] 디스플레이부(160)는 도 7내지 도 8에서 상술한 바와 같이, 제어부(400)의 제어에 의해 데이터 선택부(510)에 의해 선택된 대상체의 자기 공명 영상을 표시할 수 있고, 영상 추출부(520)에 의해 추출된 대상체의 제 1호흡 단계 및 제 2호흡 단계의 자기 공명 영상을 표시할 수 있으며, 제 1영상 정합부(540)로부터 정합된 영상 및 영상 생성부(550)로부터 생성된 간의 제 2호흡 단계의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 표시할 수 있다. 최종적으로, 디스플레이부(160)는 제 2영상 정합부(560)으로부터 정합된 간에 대한 컴퓨터 단층 촬영 영상과 초음파 영상의 정합 영상을 표시할 수 있는데, 이때 정합된 컴퓨터 단층 촬영 영상과 초음파 영상을 각각 다른 화면에 표시할 수도 있고, 합쳐서 동시에 한 화면에서 표시할 수도 있다.

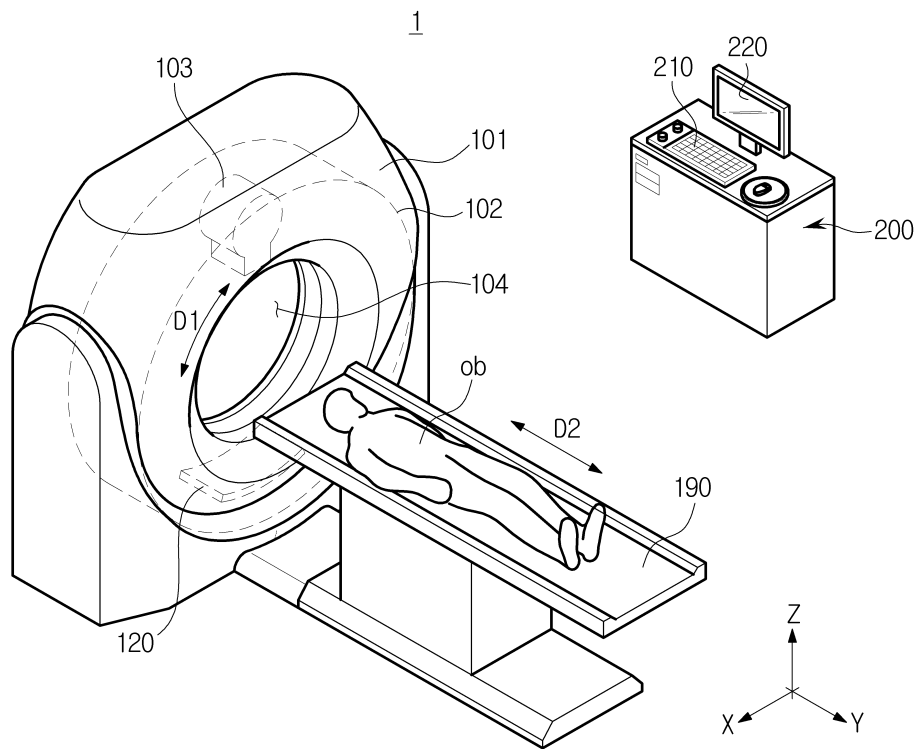
[0164] 이상과 같이 예시된 도면을 참조로 하여, 바람직한 실시예들을 중심으로 영상 처리 장치, 영상 처리 방법 및 영상 처리부가 마련된 초음파 영상 장치에 대해 설명 하였다. 영상 처리 장치, 영상 처리 방법 및 영상 처리부가 마련된 초음파 영상 장치의 예는 이에 한정되는 것이 아니며 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이다. 그러므로 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

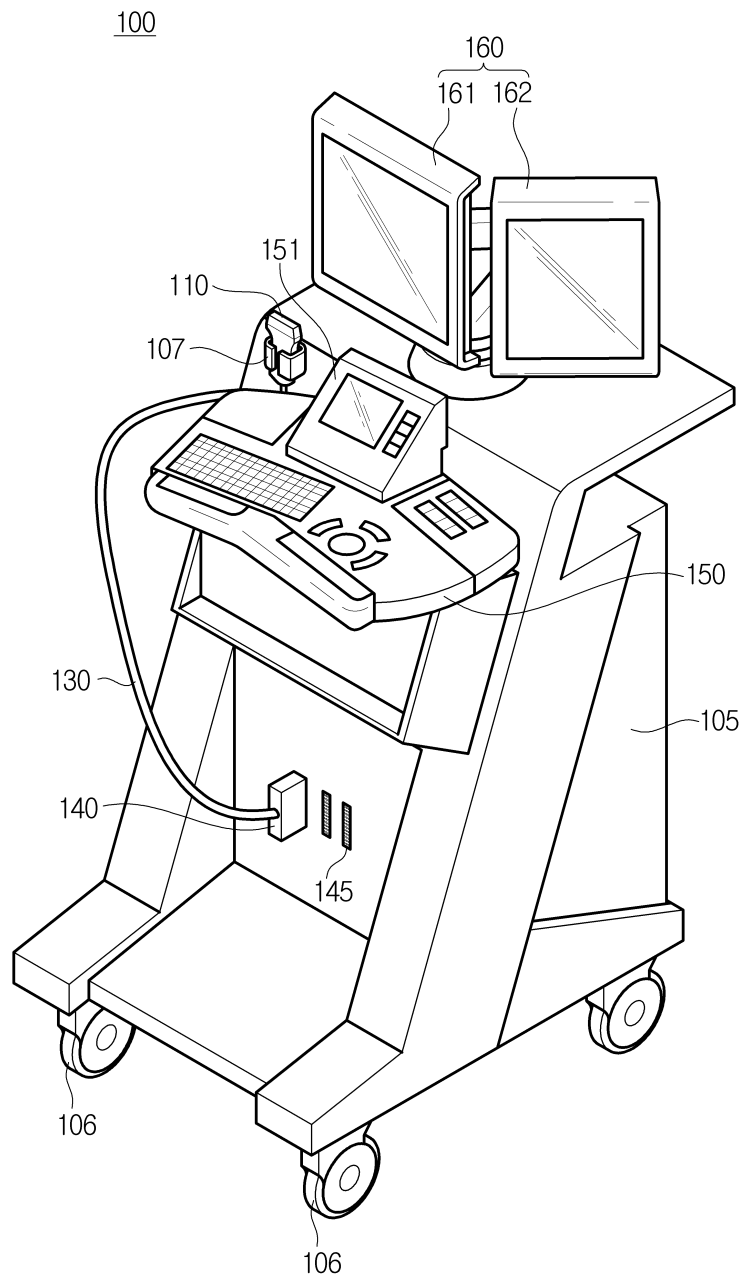
[0165]	150 : 조작패널	521 : 제 1호흡 단계 영상 추출부
	155 : 입력부	522 : 제 2호흡 단계 영상 추출부
	160 : 디스플레이부	530 : 변위 벡터 생성부
	400 : 제어부	540 : 제 1영상 정합부
	410 : 프로세서	550 : 영상 생성부
	500 : 영상 처리부	551 : 변위 벡터 적용부
	510 : 데이터 선택부	560 : 제 2영상 정합부
	511 : 유사 판단부	600 : 통신부
	512 : 대상체 부피 계산부	700 : 저장부
	513 : 대상체 무게 계산부	800 : 네트워크
	520 : 영상 추출부	

도면

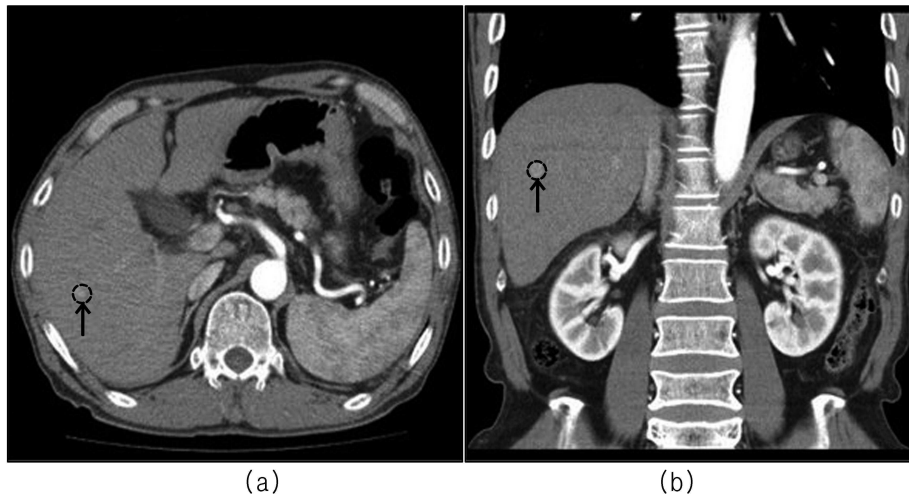
도면1



도면2



도면3



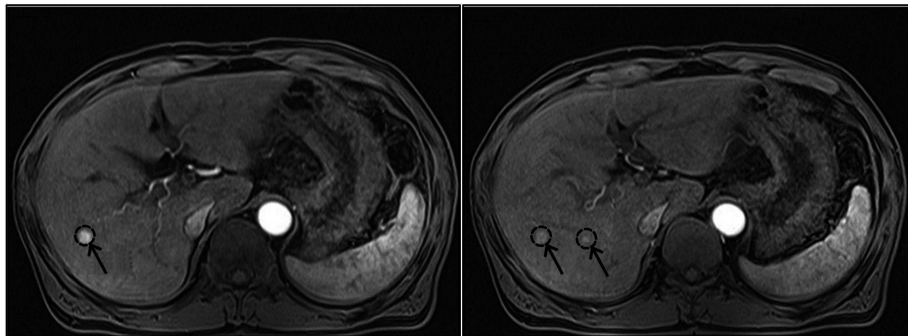
도면4



도면5



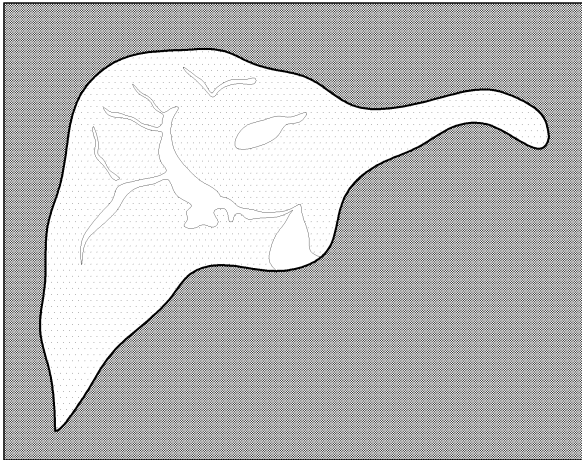
(a)



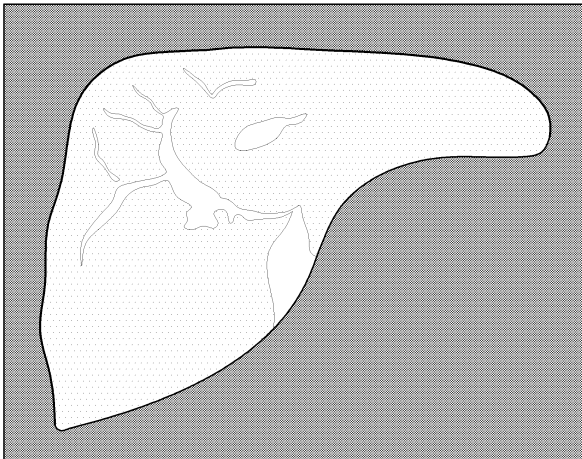
(b)

도면6

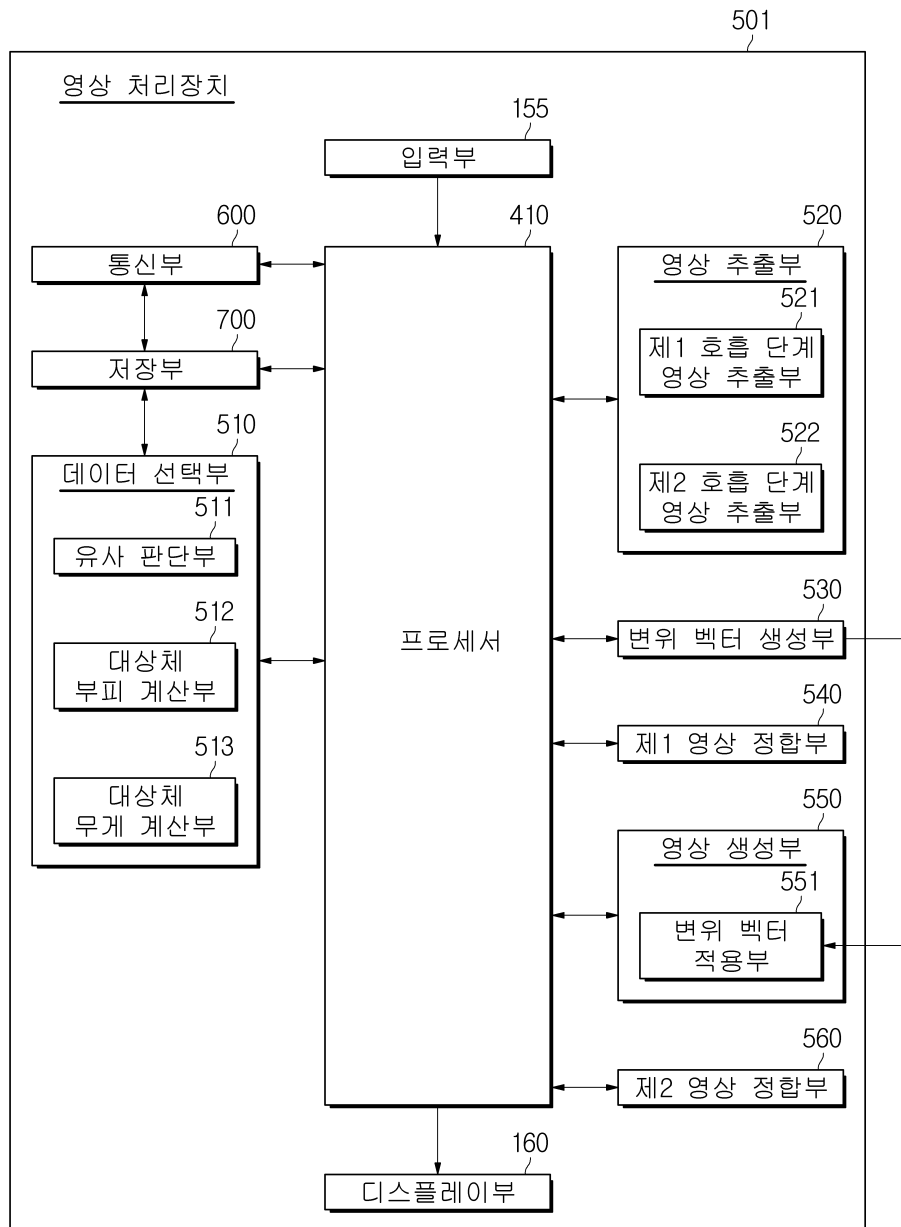
(a) 들숨



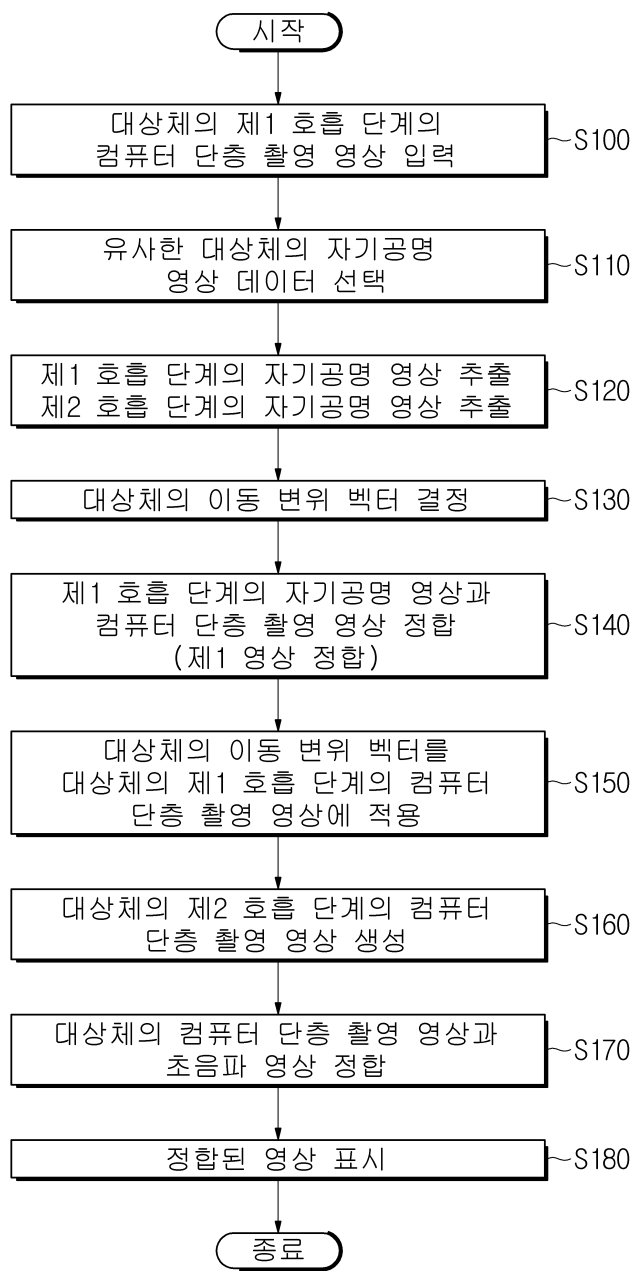
(b) 날숨



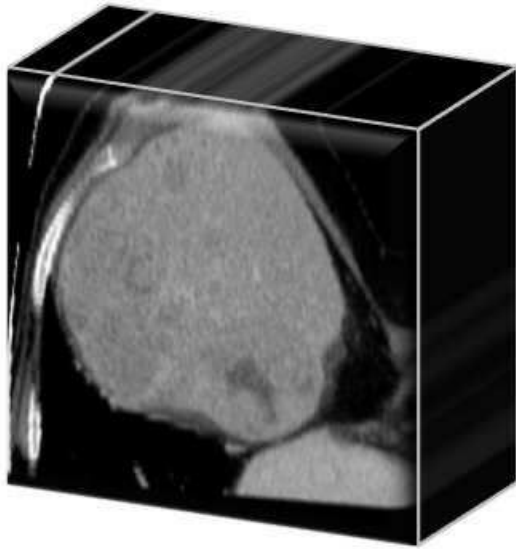
도면7



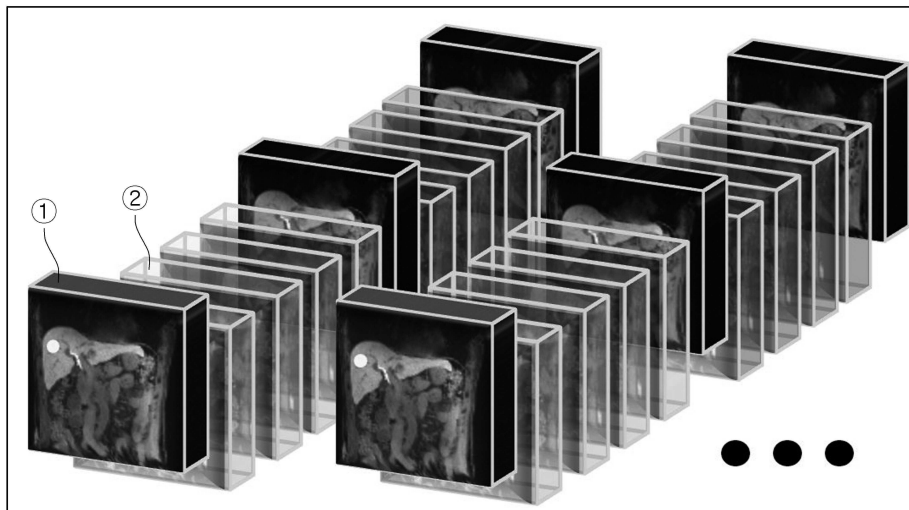
도면8



도면9

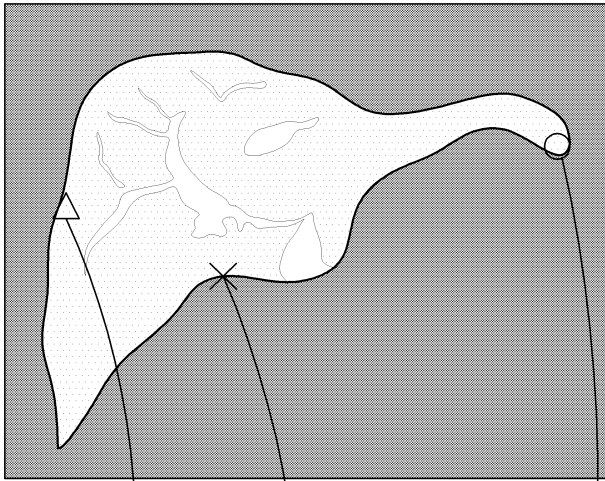


도면10

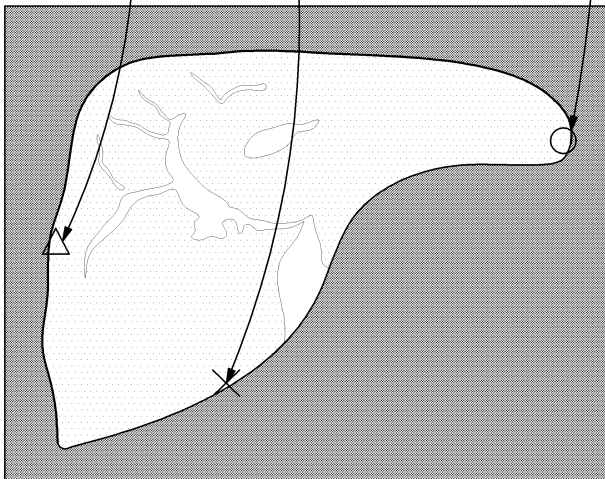


도면11

(a) 들숨

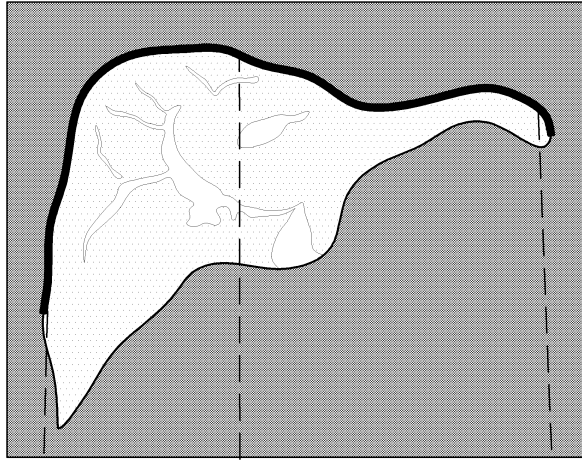


(b) 날숨

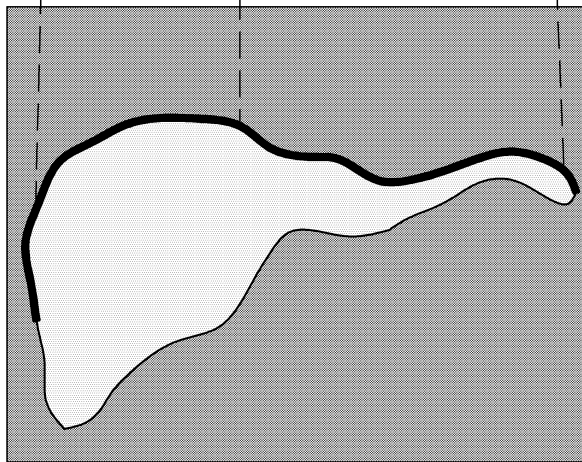


도면12

(a) 들숨 : MR

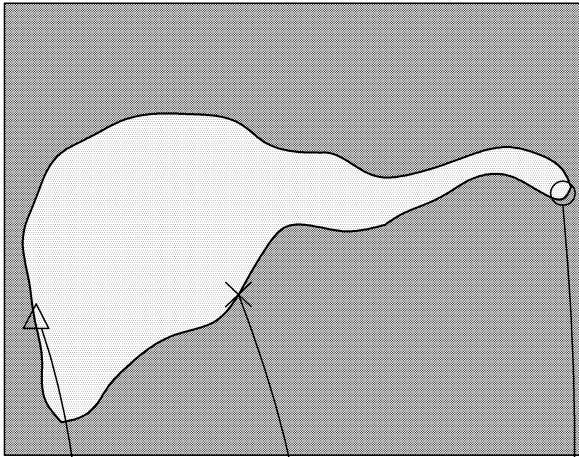


(b) 들숨 : CT

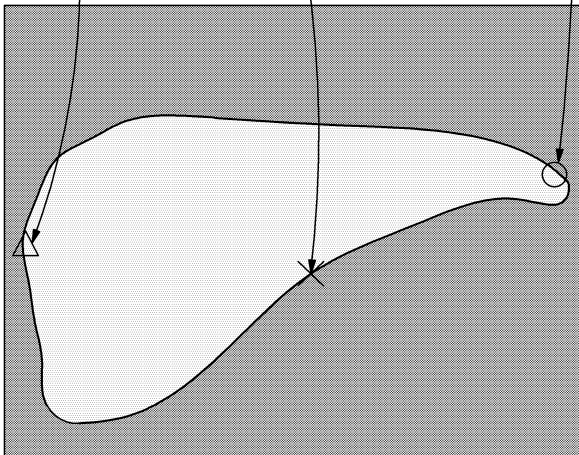


도면13

(a) 들숨



(b) 날숨



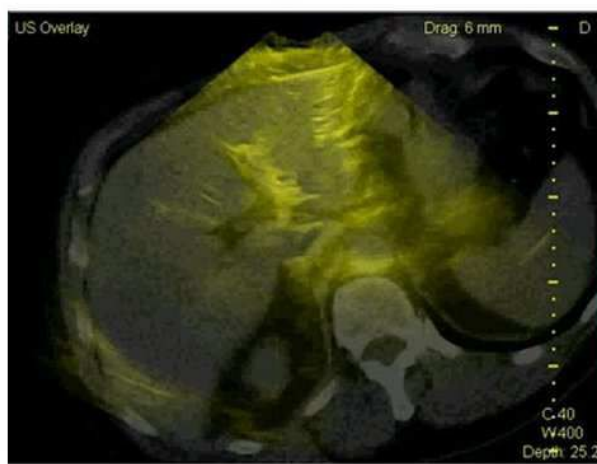
도면14



(a)

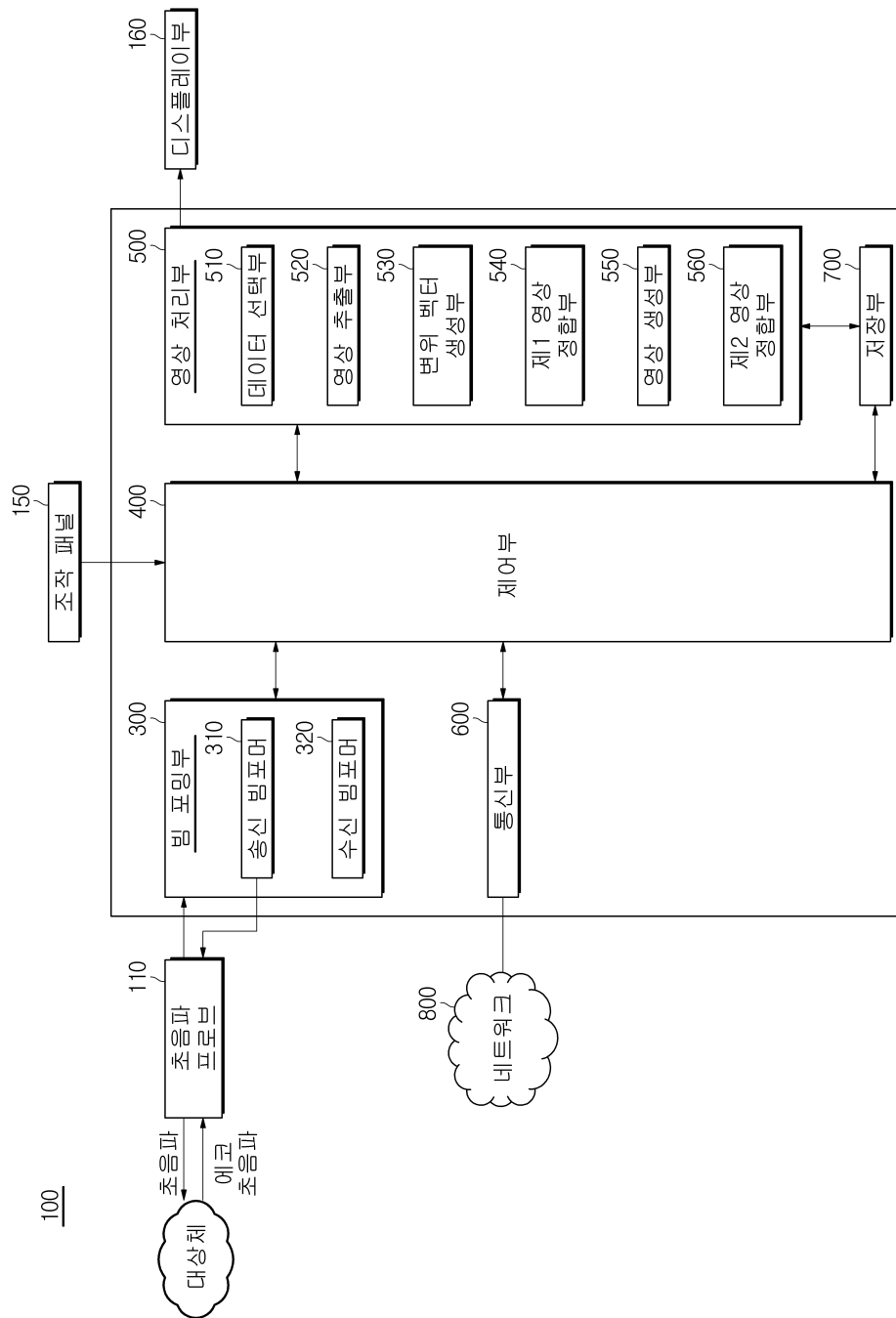


(b)



(c)

도면15



专利名称(译)	标题：图像处理设备，图像处理方法和图像处理设备		
公开(公告)号	KR1020160050326A	公开(公告)日	2016-05-11
申请号	KR1020140148242	申请日	2014-10-29
[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	LEEKYONG JOON 이경준 WON CHULBANG 방원철 OHYOUNGTAEK 오영택 RYUJIWON 류지원 JEONGJAYEON 정자연		
发明人	이경준 방원철 오영택 류지원 정자연		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/055 A61B6/03 G06T5/00		
CPC分类号	G06T11/008 A61B6/032 A61B6/463 A61B6/5247 A61B6/541 A61B8/085 A61B8/4405 A61B8/5261 G01R33/4812 G01R33/4814 G06T7/33 G06T2207/10016 G06T2207/10081 G06T2207/10088 G06T2207/10132 G06T2211/412		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及合成具有像US (超声波) 的呼吸步骤的CT图像的技术，以减少呼吸阶段差异中产生的匹配误差，关于CT的Y匹配 (计算机断层摄影仪器，以及计算机断层扫描图像和US (超声波和超声波) 图像作为超声波图像装置，其中准备和使用图像处理装置以及处理图像和图像处理单元的方法。根据该实施例的图像处理设备包括：输入单元，其输入对象的第一呼吸步骤的计算机断层摄影 (计算机断层扫描) 图像;对象;以及视频生成器，其产生第二呼吸步骤的计算机断层图像。从数据选择部分选择的对象是磁共振成像 (Magnetic Resonance Image) 数据，其类似，并选择磁共振成像数据。

