(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0045885
(43) 공개일자 2015년04월29일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/00 (2006.01) *A61B 6/03* (2006.01)
G06T 7/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-0127181
(22) 출원일자 2014년09월23일
심사청구일자 없음
(30) 우선권주장
14/058,417 2013년10월21일 미국(US)

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
샤함, 아미르
이스라엘, 기벳 시무엘, 10/35 하리몬 스트리트
아이탄, 에란
이스라엘, 하데라, 15 하샤케드 스트리트
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
리앤목특허법인

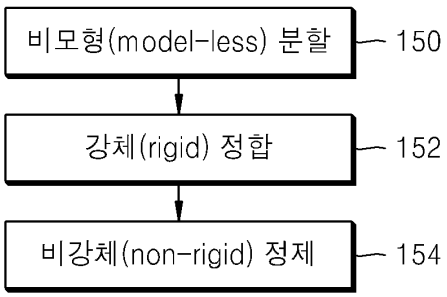
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **초음파 및 CT 영상의 정합에 관한 시스템 및 작동 방법**

(57) 요 약

유체 충전 방(fluid filled chamber)을 포함하는 기관의 컴퓨터 단층촬영(CT) 영상과 초음파 영상의 비모형 분할 및 정합의 전산화된 방법은, 확장된 CT 영상 세그먼트가 초음파 영상 세그먼트의 시각적 경계와 상관(correlate)되도록 CT 영상 세그먼트를 반복적으로 확장시켜 적어도 하나의 초음파 영상을 처리함으로써 적어도 하나의 초음파 영상과 적어도 하나의 CT 영상을 상관시키는 단계, 적어도 하나의 초음파 영상과 상관되는 CT 영상 표현을 형성하기 위해 CT 영상의 기관의 적어도 하나의 형상 및 볼륨이 초음파 영상의 기관의 적어도 하나의 형상 및 볼륨에 적합하도록 적어도 하나의 초음파 영상과 연관된 추정 초음파 트랜스듀서(transducer) 위치와 추정 초음파 빔(beam)의 방향에 따라 적어도 하나의 CT 영상을 변환시키는 단계를 포함한다.

대 표 도 - 도1a



(72) 발명자

예루살미, 아이도

이스라엘, 텔-아비브, 12 벤-시라 스트리트

브레그만-아미타이, 오르나

이스라엘, 텔-아비브, 13 케히라트 키쉬네브 스트리트

명 세 서

청구범위

청구항 1

환자 일부의 CT 영상과 초음파 영상의 비모형 분할 및 정합의 전산화된 방법에 있어서,

기관의 적어도 일부에 대하여 적어도 하나의 초음파 영상 및 적어도 하나의 CT 영상을 획득하는 단계;

상기 기관의 적어도 하나의 유체 충전 방(fluid filled chamber)을 나타내는, 상기 적어도 하나의 CT 영상의 CT 영상 세그먼트를 식별하는 단계;

상기 적어도 하나의 초음파 영상에서 상기 유체 충전 방의 초음파 영상 세그먼트를 식별하는 단계;

확장된 CT 영상 세그먼트가 상기 초음파 영상 세그먼트의 시각적 경계와 상관(correlate)되도록 상기 CT 영상 세그먼트를 반복적으로 확장시켜 상기 적어도 하나의 초음파 영상을 처리함으로써 상기 적어도 하나의 초음파 영상과 상기 적어도 하나의 CT 영상을 상관시키는 단계;

상기 적어도 하나의 초음파 영상과 상관되는 CT 영상 표현을 형성하기 위해, 상기 CT 영상 상의 상기 기관의 적어도 하나의 형상 및 볼륨이 상기 초음파 영상의 적어도 하나의 형상 및 볼륨에 적합하도록 상기 적어도 하나의 초음파 영상과 연관된 추정 초음파 트랜스듀서(transducer) 위치 및 추정 초음파 빔(beam) 방향에 따라 상기 적어도 하나의 CT 영상을 변환하는 단계;

정합된 영상을 형성하기 위하여, 상기 상관된 초음파 영상 및 상기 상관된 CT 영상을 정합하는 단계; 및

상기 정합된 영상을 디스플레이하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 기관은 심장을 포함하는 방법.

청구항 3

제 1항에 있어서,

상기 적어도 하나의 CT 영상을 변환하는 단계는, 상기 CT 영상 상의 상기 기관의 세그먼트를 확대하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 4

제 1항에 있어서,

상기 초음파 영상의 상기 방에 맞추기 위하여 상기 CT 방 세그먼트를 침식하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 5

제 1항에 있어서,

상기 적어도 하나의 CT 영상을 변환하는 단계는, 초음파 노이즈를 보상하기 위해 상기 CT 세그먼트를 결합하는 단계 및 상기 결합된 CT 세그먼드를 차분적으로(differentially) 침식하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 6

제 1항에 있어서,

상기 CT 세그먼트 및 상기 초음파 영상 상의 상기 방 및 주변 조직의 볼륨 표현을 식별하는 단계; 및

초기 강체 변환을 제공하기 위하여 상기 식별된 볼륨 표현을 정합하는 단계를 더 포함하고,

상기 상관시키는 단계는, 상기 확장된 CT 영상 세그먼트가 상기 초음파 영상 세그먼트의 상기 시각적 경계와 상관되도록, 상기 CT 영상 세그먼트 및 상기 초기 강체 변환에 기초하여 강체 변환된 시드(seed) 세그먼트를 반복적으로 확장하여 상기 적어도 하나의 초음파 영상을 처리함으로써 적어도 하나의 초음파 영상 및 적어도 하나의 CT 영상을 상관시키는 단계를 포함하는 방법.

청구항 7

제 1항에 있어서,

상기 적어도 하나의 CT 영상의 상기 CT 영상 세그먼트를 식별하는 단계는, 상기 CT 영상을 상기 CT 세그먼트로 비모형 분할하는 단계를 포함하고,

상기 CT 영상을 비모형 분할하는 단계는,

승모판고리 마킹과 연결되고 승모판고리 마킹을 포함 하는 콘트라스트 향상 영역이 식별되도록 하운스필드 수치 한계값(Hounsfield value threshold)을 이용하여 상기 CT 영상을 대략적으로 분할하는 단계;

심첨 및 심방의 마킹을 이용하여 상기 대략적으로 분할된 영상으로부터 좌심방 및 좌심실을 추출하는 단계; 및

대동맥을 추출하기 위하여 상기 대략적 세그먼트로부터 좌심방 및 좌심실을 제거하고 대동맥 판막 마킹과 가장 가까운 연결 구성요소를 검출하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 8

제 1항에 있어서,

정합을 위한 초음파 볼륨 표현을 만들기 위해, 캡쳐된 전체 영역의 기관조직을 향상시킴으로써 상기 초음파 영상의 상기 기관 조직을 돋보이게 하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 9

제 1항에 있어서,

정합을 위한 CT 볼륨 표현을 만들기 위해, 각 영역의 상기 조직의 강도를 지역적으로 분석함으로써 상기 CT 영상 상의 상기 기관의 상기 조직을 분할하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 10

제 9항에 있어서,

상기 기관 조직을 분할하는 단계는, 복셀이 분류 등급에 따라 상기 기관 조직 내부 또는 외부에 있는 것으로 결정되도록, 상기 기관 조직 주변 및 내부의 복셀들에 상기 분류 등급을 할당하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 11

제 9항에 있어서,

상기 CT 표현이, 상기 초음파 영상과의 유사성을 증가시키기 위하여, 초음파 노이즈에 대한 보상을 위해 확대되는 방법.

청구항 12

제 11항에 있어서,

상기 정합의 일부로서 파라미터를 추정하기 위해 파라미터 모델을 사용하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 13

제 1항에 있어서,

상기 CT 영상 표현은, 비용 함수에 따라 지역의 정합의 정확성을 향상시키기 위하여 가중치를 할당 받는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 14

제 1항에 있어서,

상기 정합 단계는, 강체 볼륨 강도 정합을 이용하여 수행되고 작은 변형을 수용하기 위한 추가적 비강체 정제된 유사 정합 수정을 적용하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 15

제 1항에 있어서,

상기 정합 단계는, 오정합점 제거를 포함 하는 정합 단계를 포함하는 방법.

청구항 16

제 1항에 있어서,

상기 정합 단계는, 매칭된 해부학적 부분들의 자동 라벨링(labeling)하는 제한을 가지는 정합단계를 포함하는 방법.

청구항 17

제 1항에 있어서,

자기 공명(MR) 영상이 CT 영상 대신 사용되는 방법.

청구항 18

프로세서; 및

상기 프로세서와 전기 통신을 하는 메모리를 포함하고,

상기 메모리는

기관의 적어도 하나의 일부의 적어도 하나의 초음파 영상 및 적어도 하나의 CT 영상을 획득하는 단계;

상기 기관의 적어도 하나의 유체 충전 방을 나타내는 상기 적어도 하나의 CT 영상의 적어도 하나의 CT 영상 세그먼트를 식별하는 단계;

상기 적어도 하나의 초음파 영상 상의 상기 유체 충전 방의 초음파 영상 세그먼트를 식별하는 단계;

확장된 CT 영상 세그먼트가 상기 초음파 영상 세그먼트의 시각적 경계와 상관되도록 상기 CT 영상 세그먼트를 반복적으로 확장시켜 상기 적어도 하나의 초음파 영상을 처리함으로써 상기 적어도 하나의 초음파 영상과 상기 적어도 하나의 CT 영상을 상관시키는 단계;

상기 적어도 하나의 초음파 영상과 상관되는 CT 영상 표현을 형성하기 위해, 상기 CT 영상 상의 상기 기관의 적어도 하나의 형상 및 볼륨이 상기 초음파 영상의 적어도 하나의 형상 및 볼륨에 적합하도록 상기 적어도 하나의 초음파 영상과 연관된 추정 초음파 트랜스듀서 위치 및 추정 초음파 빔 방향에 따라 상기 적어도 하나의 CT 영상을 변환하는 단계;

정합된 영상을 형성하기 위한 상기 연관된 초음파 영상 및 상기 연관된 CT 영상을 정합하는 단계; 및

상기 정합된 영상을 디스플레이 하는 단계를 포함하는 방법을 실행시키기 위한 프로그램을 포함하는, 심장의 CT 영상과 초음파의 비모형 분할 및 정합을 위한 시스템.

청구항 19

제 18항에 있어서,

상기 프로세서와 전기 통신을 할 수 있고, 상기 초음파 영상 및 CT 영상 상에 사용자가 마킹을 할 수 있게 구성된, 사용자 입력부를 더 포함하고,

상기 메모리는,

상기 초음파 영상 세그먼트 및 상기 CT 영상 세그먼트의 중 하나 또는 모두를 식별하기 위한 데이터를 제공하는

초기 랜드마크 정합을 형성하기 위하여, 상기 영상 마킹에 따라 상기 적어도 하나의 초음파 영상 및 상기 적어도 하나의 CT영상을 정합하는 단계를 더 포함하는 방법을 실행시키기 위한 프로그램을 포함하는 시스템.

청구항 20

제 1 항 내지 제 17항 중 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 영상 정합 시스템 및/또는 방법에 관한 것으로, 보다 구체적으로, 초음파 및 CT 및/또는 MR 영상의 정합 시스템 및/또는 방법에 관한 것이나, 이에 제한되지 않는다.

배 경 기 술

[0002] 환자의 심장을 검사할 때 의사는 여러 가지 영상 기법을 사용할 수 있다. 각 영상 기법은 일부 조직 타입 및/또는 조직 기능에 대하여는 우수한 세부적인 영상을 제공할 수 있으나, 다른 조직 타입 및/또는 기능에 대해서는 열악한 영상을 제공할 수 있다. 그러므로, 종합적인 임상 화면을 얻기 위해서는 여러 다양한 기법들이 사용될 수 있다.

[0003] 초음파는 심장 박동의 동적 및/또는 기능적 정보를 제공하기 위해 사용될 수 있다. 초음파는 또한 심장 판막의 기능 영상을 제공할 수 있다. 컴퓨터 단층 촬영(CT)은 예를 들면, 방(chamber), 혈관, 결합 조직 및/또는 근육 조직과 같은 심장 구조의 상세한 검사를 제공할 수 있다. 그러나, 환자의 방사선 노출의 제한 때문에 일부 시간 단계의 고품질 영상 및 다른 시간 단계의 저품질 영상을 생산하는 심장주기의 별개의 단계에서 소수의 샘플들만 얻을 수 있다.

[0004] 초음파 및 CT 영상 기법은 예를 들면, 영상 아티팩트(artifact), 강도(intensity) 레벨 및/또는 공간적 형상의 차이의 면에서, 다를 수 있다. 상기 차이는 각각의 기법의 영상 형성에 관한 물리적 과정에 기인할 수 있다. 초음파 영상은 음파의 반향(즉, 반사)에 의해 획득된다. CT 영상은 선택적으로 조영제의 주입을 수반하는 X-선으로부터 획득된다. 영상 기법의 상기 차이는 초음파 및 CT 영상의 정합에 어려움을 더한다.

[0005] 두 기법의 정보를 혼합하고 치료 과정의 진단, 후속 조치 및 시각화를 더 잘 하기 위해 초음파 및 CT 영상을 정렬하기 위한 다양한 시도가 되어왔다. 그러나, 각 기법의 영상 정보와 관련 있는 물리학적 요소에 기인한 영상 아티팩트, 강도 차이 및 공간적 형상의 차이와 같은 기법의 차이는 영상 정합을 어렵게 만들었다.

[0006] "진단과 수술 탐색을 위한 박동 중인 심장에 대한 신속하고 동적인 영상 정합"(Huang et al., "Rapid dynamic image registration of the beating heart for diagnosis and surgical navigation." IEEE Trans Med Imaging. 2009 Nov; 28(11):1802-14.) 문헌은 "박동 중인 심장에 대하여 MI (Mutual Information) 메트릭을 이용하여 RT3D US 를 고품질의 동적 3-D MR/CT 영상에 정합하는 신속한 2단계 방법"으로서, "정확한 정합 결과는 필수적으로 MI의 최대값에서 발생하는 것은 아닌 방법"("… a rapid two-step method for registering RT3D US to high-quality dynamic 3-D MR/CT images of the beating heart. This technique overcomes some major limitations of image registration (such as the correct registration result not necessarily occurring at the maximum of the mutual information (MI) metric) using the MI metric")을 제공한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 초음파 및 CT 영상 기법은 예를 들면, 영상 아티팩트(artifact), 강도(intensity) 레벨 및/또는 공간적 형상의 차이의 면에서, 다를 수 있다.

[0008] 두 기법의 정보를 혼합하고 치료 과정의 진단, 후속 조치 및 시각화를 더 잘 하기 위해 초음파 및 CT 영상을 정렬하기 위한 다양한 시도가 되어왔다. 그러나, 각 기법의 영상 정보와 관련 있는 물리학적 요소에 기인한 영상 아티팩트, 강도 차이 및 공간적 형상의 차이와 같은 기법의 차이는 영상 정합을 어렵게 만들었다.

과제의 해결 수단

[0009] 본 발명의 일부 실시 예는 심장의 초음파(US) 영상 및 컴퓨터 단층촬영(CT) 및/또는 MR 영상의 비모형(model-less) 분할의 전산화된 방법과 관련 있다. 분할은 정합 정확성을 향상시키기 위하여 다른 영상 기법으로부터의 데이터를 사용하여 계산된다.

[0010] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, 환자의 일부의 CT 영상과의 초음파의 비모형 분할 및 정합의 전산화된 방법이 제공된다. 이 방법은 기관(organ)의 적어도 한 부분의 적어도 하나의 초음파 영상 및 적어도 하나의 CT 영상을 획득하는 단계, 기관의 적어도 하나의 유체 충전 방(fluid filled chamber)을 묘사하는 적어도 하나의 CT 영상의 CT 영상 세그먼트(segment)를 식별하는 단계, 적어도 하나의 초음파 영상에서 유체 충전 방의 초음파 영상 세그먼트를 식별하는 단계, 확장된 CT 영상 세그먼트가 초음파 영상 세그먼트의 시각적 경계와 상관(correlate)되도록 CT 영상 세그먼트를 반복적으로 확장시켜 적어도 하나의 초음파 영상을 처리함으로써 적어도 하나의 초음파 영상과 적어도 하나의 CT 영상을 상관시키는 단계, 적어도 하나의 초음파 영상과 상관되는 CT 영상 표현을 형성하기 위해 CT 영상의 기관의 적어도 하나의 형상 및 볼륨이 초음파 영상의 기관의 적어도 하나의 형상 및 볼륨에 적합하도록 적어도 하나의 초음파 영상과 연관된 추정 초음파 트랜스듀서(transducer) 위치와 추정 초음파 빔(beam)의 방향에 따라 적어도 하나의 CT 영상을 변환시키는 단계, 정합된 영상을 형성하기 위하여 상관된 초음파 영상 및 CT 영상을 정합하는 단계 및 정합된 영상을 디스플레이하는 단계를 포함한다.

[0011] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, 기관은 심장을 포함한다.

[0012] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, 적어도 하나의 CT 영상을 변환하는 단계는 CT 영상에서 기관 세그먼트를 확대하는 단계를 포함한다.

[0013] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, 상기 방법은 초음파 영상의 방에 맞추기 위해 CT 방 세그먼트를 침식하는 단계를 더 포함한다.

[0014] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, 적어도 하나의 CT영상의 변환하는 단계는, CT 세그먼트를 결합하는 단계 및 초음파 노이즈를 보상하기 위하여 결합된 CT를 차분적으로(differentially) 침식하는 단계를 포함한다.

[0015] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, 상기 방법은 CT 세그먼트 및 초음파 영상 상의 방 및 주변 조직의 볼륨 표현을 식별하는 단계, 초기 강체(rigid) 변환을 제공하기 위해 식별된 볼륨 표현을 정합하는 단계 및 확장된 CT 영상 세그먼트가 초음파 영상 세그먼트의 시각적 경계와 상관되도록 CT 영상 세그먼트 및 상기 초기 강체 변환에 기초해 강체 변환 시드(seed) 세그먼트를 반복적으로 확장하여 적어도 하나의 초음파 영상을 처리함으로써 적어도 하나의 초음파 영상과 적어도 하나의 CT 영상을 상관시키는 단계를 더 포함한다.

[0016] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, 적어도 하나의 CT 영상의 CT 영상 세그먼트를 식별하는 단계는, CT 영상을 CT 영상 세그먼트로 비모형 분할하는 단계를 포함한다. 이때 CT 영상의 비모형 분할 단계는 승모판고리 마킹(marking)과 연결되고 승모판고리 마킹을 포함하는 콘트라스트 향상 영역이 식별되도록 하운스필드 수치(Hounsfield value)의 한계값을 이용하여 CT 영상을 대략적으로 분할하는 단계, 심첨 및 심방의 마킹을 이용하여 대략적으로 분할된 영상으로부터 좌심방(LA) 및 좌심실(LV)을 추출하는 단계 및 대동맥을 추출하기 위하여 상기 대략적 세그먼트로부터 좌심방 및 좌심실을 제거하고 대동맥 판막 마킹과 가장 가까운 연결 구성요소를 검출하는 단계를 포함한다.

[0017] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, 상기 방법은 정합을 위한 초음파 볼륨 표현을 만들기 위해 캡쳐된 전체 영역의 기관 조직을 향상시킴으로써 초음파 영상의 기관 조직을 돋보이게 하는 단계를 더 포함한다.

[0018] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, 상기 방법은 정합을 위한 CT 볼륨 표현을 만들기 위하여, 각 영역의 조직의 강도를 지역적으로 분석함으로써 CT 영상의 기관 조직을 분할하는 단계를 더 포함한다.

[0019] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, CT 영상의 기관 조직을 분할하는 단계는, 복셀(voxel)이 분류 등급에 따라 기관 조직 내부 또는 외부에 있는 것으로 결정되도록, 기관 조직 주변 및 내부의 복셀들에 분류 등급을 할당하는 단계를 포함한다.

[0020] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, CT 표현이, 초음파 노이즈를 보상하고 초음파 영상과의 유사성을 증가시키기 위해 확대된다.

[0021] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, 상기 방법은 정합의 일부로서 파라미터를 추정하기 위해 파라미터 모델을 사용하는 단계를 더 포함한다.

[0022] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, CT 영상 표현은, 비용 함수에 따라 지역의 정합의 정확성를 향상시키기 위하여 가중치를 할당받는다.

[0023] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, 정합 단계는 강체 볼륨 강도 정합을 이용하여 수행되고 작은 변형을 수용하기 위한 추가적 비강체 제한된 유사 정합 수정을 적용하는 단계를 포함한다.

[0024] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, 정합 단계는 오정합점 제거를 포함하는 정합 단계를 포함한다.

[0025] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, 정합 단계는 매칭된 해부학적 부분들의 자동 라벨링(labeling) 제한을 가지는 정합 단계를 포함한다.

[0026] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, 자기 공명(MR) 영상은 CT 영상 대신 사용된다.

[0027] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, 심장의 CT 영상과 함께 초음파의 비모형 분할 및 정합을 위한 시스템이 제공된다. 상기 시스템은 프로세서 및 프로세서와 전기통신을 하는 메모리를 포함한다. 상기 메모리는 기관의 적어도 한 부분의 적어도 하나의 초음파 영상 및 적어도 하나의 CT 영상을 획득하기 위한 모듈, 상기 기관의 적어도 하나의 유체 충전 방을 묘사하는 적어도 하나의 CT 영상의 CT 영상 세그먼트를 식별하기 위한 모듈, 적어도 하나의 초음파 영상에서 유체 충전 방의 초음파 영상 세그먼트를 식별하기 위한 모듈, 확장된 CT 영상 세그먼트가 초음파 영상 세그먼트의 시각적 경계와 상관되도록 CT 영상 세그먼트를 반복적으로 확장시켜 적어도 하나의 초음파 영상을 처리함으로써 적어도 하나의 초음파 영상과 적어도 하나의 CT 영상을 상관시키기 위한 모듈, 적어도 하나의 초음파 영상과 상관되는 CT 영상 표현을 형성하기 위해 CT 영상의 기관의 적어도 하나의 형상 및 볼륨이 초음파 영상의 기관의 적어도 하나의 형상 및 볼륨에 적합하도록 적어도 하나의 초음파 영상과 연관된 추정 초음파 트랜스듀서의 위치와 추정 초음파 빔의 방향에 따라 적어도 하나의 CT 영상을 변환시키기 위한 모듈, 정합된 영상을 형성하기 위하여 상관된 초음파 영상 및 CT 영상을 정합하기 위한 모듈 및 정합된 영상을 디스플레이 하기 위한 모듈을 저장하고 있다.

[0028] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, 상기 시스템은 프로세서와의 전기통신 내에 있고 사용자가 초음파 및 CT 영상에 마킹을 하도록 적용된 사용자 입력부 및 초음파 영상 세그먼트 및 CT 영상 세그먼트의 하나 또는 모두를 식별하기 위한 데이터를 제공하는 초기 랜드마크(landmark) 정합을 형성하기 위하여 상기 영상 마킹에 따라 적어도 하나의 초음파 영상 및 적어도 하나의 CT 영상을 정합하기 위한 모듈을 더 포함한다.

[0029] 본 발명의 일부 실시 예에 따르면, 컴퓨팅을 위한 컴퓨터 프로그램 제품이 제공된다. 상기 컴퓨터 프로그램 제품은 하나 이상의 비휘발성 컴퓨터 판독가능 저장 매체 및 하나 이상의 저장 매체의 적어도 하나에 저장된 프로그램 명령어를 포함한다. 상기 프로그램 명령어는 기관의 적어도 한 부분의 적어도 하나의 초음파 영상 및 적어도 하나의 CT 영상을 획득하기 위한 프로그램 명령어, 상기 기관의 적어도 하나의 유체 충전 방을 묘사하는 적어도 하나의 CT 영상의 CT 영상 세그먼트를 식별하기 위한 프로그램 명령어, 적어도 하나의 초음파 영상에서 유체 충전 방의 초음파 영상 세그먼트를 식별하기 위한 프로그램 명령어, 확장된 CT 영상 세그먼트가 초음파 영상 세그먼트의 시각적 경계와 상관되도록 CT 영상 세그먼트를 반복적으로 확장시켜 적어도 하나의 초음파 영상을 처리함으로써 적어도 하나의 초음파 영상과 적어도 하나의 CT 영상을 상관시키기 위한 프로그램 명령어, 적어도 하나의 초음파 영상과 상관되는 CT 영상 표현을 형성하기 위해 CT 영상의 기관의 적어도 하나의 형상 및 볼륨이 초음파 영상의 기관의 적어도 하나의 형상 및 볼륨에 적합하도록 적어도 하나의 초음파 영상과 연관된 추정 초음파 트랜스듀서의 위치와 추정 초음파 빔의 방향에 따라 적어도 하나의 CT 영상을 변환시키기 위한 프로그램 명령어, 정합된 영상을 형성하기 위하여 상관된 초음파 영상 및 CT 영상을 정합하기 위한 모듈 및 정합된 영상을 디스플레이하기 위한 프로그램 명령어를 포함한다.

[0030] 다르게 정의되지 않는 한, 본원에서 사용된 모든 기술 및/또는 과학적 용어는 일반적으로 본 발명이 속하는 기술분야의 당업자에 의해 이해되는 것과 동일한 의미를 갖는다. 본원에 설명된 것과 유사 또는 동일한 방법 및 물질은 본 발명의 실시 예의 수행 또는 테스트에 사용될 수 있지만, 예시적 방법 및/또는 물질은 아래에서 설명된다. 상충되는 경우, 정의를 포함하는 특허 명세서에 의해 해결 될 것이다. 또한, 물질, 방법 및 예시는 단지 예시적인 것이며 필수적으로 한정되는 것은 아니다.

[0031] 본 발명의 방법 및/또는 시스템의 실행은 선택된 작업을 수동적으로, 자동적으로 또는 이들의 조합과 같이 수행 또는 완료하는 것을 수반한다. 게다가, 본 발명의 방법 및/또는 시스템의 실시 예의 실제 기기 및 장치에 따라 몇몇의 선택된 작업은 하드웨어, 소프트웨어 또는 펌웨어 또는 운영 체제를 이용한 이들의 조합에 의해 구현될 수 있다.

[0032] 예를 들어, 본 발명의 실시 예에 따른 선택된 작업의 수행을 위한 하드웨어는 칩 또는 회로로서 구현될 수 있다. 소프트웨어로서, 본 발명의 실시 예에 따른 선택된 작업이 임의의 적합한 운영 체제를 사용하는 컴퓨터에 의해 실행되는 소프트웨어 명령어의 복수로 구현될 수 있다. 본 발명의 실시 예에서, 본 발명의 방법 및/또는 시스템의 하나 이상의 작업은 복수의 명령어를 실행하기 위한 컴퓨팅 플랫폼과 같은 데이터 프로세서에 의해 수행된다. 데이터 프로세서는 명령어 및/또는 데이터를 저장하기 위한 휘발성 메모리 및/또는 명령어 및/또는 데이터를 저장하기 위한 자기 하드디스크(magnetic hard-disk) 및/또는 이동식 매체와 같은 비휘발성 메모리를 포함할 수 있다. 네트워크 연결 또한 제공될 수 있다. 디스플레이 및/또는 키보드 또는 마우스와 같은 사용자 입력 장치 또한 선택적으로 제공될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0033] 특허 또는 출원서는 컬러로 그려진 적어도 하나의 도면을 포함한다.

본 발명의 일부 실시 예는 첨부된 도면 및/또는 이미지를 참조하여 단지 예시로서 설명된다. 상세한 도면의 구체적 참조와 함께, 도시된 사항들은 예시로서 본 발명의 실시 예들의 설명적 논의의 목적으로 강조된다. 이와 관련하여, 도면과 함께 취해진 설명들은 본 발명의 실시 예들이 행해질 수 있는 방법을 당업자에게 명백하게 한다.

도 1a는 본 발명의 실시 예에 따른 초음파(US) 영상 및 CT 영상의 비모형(model-less) 분할 및 정합의 예시적인 전산화된 방법의 상위 레벨 흐름도이다.

도 1b는 본 발명의 실시 예에 따른 도 1a의 상세 버전이다.

도 2는 도 1a 내지 1b의 방법에 관한 사용자 입력의 설명에 대한 블록도이다.

도 3은 본 발명의 실시 예에 따른 CT 영상의 방 및/또는 관의 비모형 분할의 전산화된 방법의 흐름도이다.

도 4는 본 발명의 실시 예에 따른 CT 영상 조직의 비모형 분할의 전산화된 방법의 흐름도이다.

도 5는 본 발명의 실시 예에 따른 초음파 영상 조직을 향상시키는 전산화된 방법의 흐름도이다.

도 6은 본 발명의 실시 예에 따른 초음파 영상의 비모형 분할의 전산화된 방법의 흐름도이다.

도 7은 본 발명의 실시 예에 따른 초음파 영향에 대한 보상이 있는 CT 형상을 형성하는 전산화된 방법의 흐름도이다.

도 8은 본 발명의 실시 예에 따른 CT 및 초음파 영상의 비모형 분할 및 정합에 대한 예시적 시스템의 블록도이다.

도 9a 및 9b는 본 발명의 실시 예에 따른 비모형 분할에 기초한 한계 값의 결과를 보여주는 혈관 조영 컴퓨터 단층촬영(CTA)의 예시적 영상이다.

도 10은 본 발명의 실시 예에 따른 추출된 좌심실 및 좌심방을 보여주는 CTA 촬영의 예시적 영상이다.

도 11a 내지 11c는 본 발명의 실시 예에 따른 CTA 촬영으로부터 대동맥 성분의 추출을 보여주는 예시적 영상이다.

도 12는 본 발명의 실시 예에 따른 CTA 심근 분석의 예시적 영상이다.

도 13은 본 발명의 실시 예에 따른 CTA 심근 분석의 또 다른 예시적 영상이다.

도 14는 본 발명의 실시 예에 따른 CT 심장 조직 표현의 예시적 영상이다.

도 15는 본 발명의 실시 예에 따른 초음파 심장 조직 표현의 예시적 영상이다.

도 16은 본 발명의 실시 예에 따른 CT 및 초음파 영상의 강체 볼륨 정합의 예시적 영상이다.

도 17a 내지 17c는 본 발명의 실시 예에 따른 초음파 영상의 비모형 분할을 위하여 CT 아틀라스(atlas)로부터 추출된 시드(seed)의 사용을 나타내는 예시적 영상이다.

도 18a 내지 18c는 본 발명의 실시 예에 따른 초음파 파라미터에 따른 CT 형상의 침식을 나타내는 예시적 영상이다.

도 19는 본 발명의 실시 예에 따른 가중 영역을 나타내는 예시적 영상이다.

도 20은 본 발명의 실시 예에 따른 CT 및 초음파 영상의 심장내막 표면에 대한, 오정합점을 제거한, 형상 정합의 예시적 영상이다.

도 21은 본 발명의 실시 예에 따른 CT 및 초음파 영상의 형상 정합 정제의 예시적 영상이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0034] 일부 실시 예에서, 본 발명은 영상 정합 시스템 및/또는 방법에 관한 것으로, 보다 구체적으로, 그러나 배타적이지는 않게, 초음파(UA) 및 CT 및/또는 MR 영상의 정합 시스템 및/또는 방법에 관한 것이다.

[0035] 본 발명의 일부 실시 예들은 컴퓨터 단층촬영(CT) 영상 및/또는 MR 영상, 선택적으로 혈관 조영 컴퓨터 단층촬영(CTA)으로부터의 데이터를 사용한 초음파 영상의 비모형(model-less) 분할 및/또는 정합의 전산화된 방법과 관련 있다. 예시적 실시 예에서, 초음파 및 CT 영상은 적어도 하나의 유체 충전 방(fluid filled chamber)과 함께 기관(organ)의 적어도 하나의 일부를 나타낸다. 예시적 실시 예에서, 초음파 비모형 분할 및/또는 정합은 초음파 영상 및 CT 영상의 상관(correlate)에 의해 수행된다. 유체 충전 방 세그먼트 및/또는 주변 조직은 볼륨 및/또는 형상 표현에 의해 나타날 수 있다. 초기 볼륨 정합은 볼륨 및/또는 형상 표현과 함께 수행될 수 있다. 선택적으로 초기 볼륨 정합으로부터의 데이터를 사용하여, 초음파 형상 표현을 위해, 변형된 CT 영상 세그먼트는 초음파 영상 방 및/또는 관의 시각적 경계와 상관된 초음파 영상의 방 및/또는 관내에서 반복적으로 확장된다.

[0036] 대안적 또는 부가적으로, CT 영상은 초음파 영상으로부터의 데이터를 사용하여 비모형 정합된다. 예시적 실시 예에서, CT 영상은 대응되는 초음파 영상 및/또는 추정 노이즈 파라미터에 연관된 추정 초음파 트랜스듀서(transducer)의 위치 및/또는 빔(beam) 방향에 따라 변환된다. CT 형상 및/또는 볼륨 표현은 추정 초음파 노이즈 파라미터에 따라 변형될 수 있다. 변형은 조직 세그먼트의 확장 및/또는 방 세그먼트의 침식에 의해 수행될 수 있다. 바람직하게는, 정합된 세그먼트가 변환에 의해서 더 해부학적으로 유사하게 됨에 따라 변환은 정합의 정확성을 향상시킬 수 있다.

[0037] 예시적 실시 예에서, 상관된 영상은 정합된다. 바람직하게는, 다른 영상 기법으로부터의 영상에 따른 초음파 및/또는 CT 및/또는 MR 영상의 비모형 분할은 정합된 영상 세그먼트가 분할 방법에 의해 보다 해부학적으로 유사하게 만들어질수록 정합의 정확성을 향상시킨다. 예를 들어 정합의 유사 정도는 정합 알고리즘 비용 함수에 의해 결정될 수 있다.

[0038] 초음파 영상은 삼차원(3D) 영상일 수 있다. 예를 들어, 제공되는 영상은 3D 촬영으로부터 획득한 2D 조각이다. 2D 조각은 디스플레이 편의를 위해 제공되지만, 알고리즘은 3D 데이터를 사용한다. 예시적 실시 예에서, CTA 영상은 3D 영상이다. 대안적으로, 초음파 영상 및/또는 CTA 영상은 2차원(2D)일 수 있다.

[0039] 분할은 비모형으로 수행될 수 있다. 분할은 심장 및/또는 폐 및/또는 뼈(예컨대, 갈비뼈, 척추)와 같은 근처의 구조에 대한 사전 해부학적 지식 없이 수행될 수 있다. 중요한 해부학적 영역 및/또는 랜드마크(landmark)는 자동으로 감지될 수 있다. 참조 아틀란스(atlas)가 사용되지 않을 수 있다(예컨대, 다른 환자로부터). 비모형 분할은 환자마다 다를 수 있다. 사용자(예컨대, 내과의사)는 특정한 환자를 위해 CT 및/또는 초음파 영상에 랜드마크를 하나 이상 마킹할 수 있다. 바람직하게는, 비모형 분할은 다른 환자들의 해부학적 변화로 인한 오류가 존재하지 않을수록 더 정확하다.

[0040] 비모형 분할은 좌심방, 좌심실, 상행 대동맥 및/또는 그것의 주변 조직(예컨대, 심근, 심장 판막, 결합 조직)을 분할하기 위해 심장의 좌측에서 수행될 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 비모형 분할은 우심방, 우심실, 폐동맥 및/또는 주변 조직을 분할하기 위해 심장의 우측에서 수행될 수 있다.

[0041] 볼륨 및/또는 형상 정합 방법은 강직(rigidity) 없이 수행될 수 있다. 바람직하게, 정합은 첫 번째 강체(rigid) 단계와 두 번째 비강체(non-rigid) 단계의 두 단계로 수행될 수 있다.

[0042] 여기서 사용되는 "심장 조직"이라는 용어의 의미는 심장 벽면의 조직으로, 예를 들면 작은 혈관 및/또는 심장 외막과 같은 다른 조직 부분(feature)뿐 아니라 대동맥의 기초인 심근을 포함한다.

[0043] 예시적 실시 예에서, 비모형 분할 및/또는 정합은 예를 들어 심장 조직의 분석을 위해 심장 영상 상에서 수행된다. 발명자들은 심장이 CT 및 초음파 영상의 정렬을 향상시키는 볼륨 및/또는 형상 정합 방법에 적합한 구조를 가지고 있는 것을 발견했다. 이론에 얽매이지 않고, 심장은 심장 조직에 둘러싸여 유체 충전 방 및/또는 관을

포함한다. 관심 파라미터는 예를 들어, 방의 크기 및/또는 형상 및/또는 심장 조직의 두께를 포함한다. 심장은 방 및/또는 관의 볼륨 및 심장 조직의 형상 면에서 분석될 수 있다. 본 발명에서 설명된 상기 방법 및/또는 시스템은 유체 충전 방과 함께 다른 기관 및/또는 조직의 비모형 분할 및/또는 정합에 또한 사용될 수 있다. 다른 기관 및/또는 조직은, 예를 들면 비뇨 기관(예컨대, 신장, 요관, 방광), 자궁 및/또는 나팔관(즉, 인위적으로 유체로 가득한) 및/또는 큰 혈관(예컨대, 대동맥, 대정맥, 대퇴 동맥)을 말한다.

[0044] 본 발명의 적어도 하나의 실시 예를 상세히 설명하기 이전에, 본 발명은 아래의 설명에 명시 및/또는 도면 및/또는 예에서 설명된 구성요소 및/또는 방법의 구조와 배열의 세부사항의 응용에 있어 필수적으로 제한되지 않는다는 것이 이해되어야 한다. 본 발명은 다른 실시 예일 수 있고 다양한 기법으로 수행 또는 실시 될 수 있다.

[0045] 도 1a는 본 발명의 실시 예에 따라 영상 정합을 위해 초음파 영상 및 CT 영상의 비모형 분할의 전산화 및/또는 자동화된 방법의 상위 레벨 흐름도이다. 도 1b는 도 1a의 상세한 버전이다. 선택적으로, 초음파 및/또는 CT 영상은 다른 기법으로부터의 데이터를 이용해 상관 및 또는 변형된다. 정합된 영상은 나아가 정제될 수 있다. 바람직하게, 효과적인 볼륨 정합을 위해 설계된 심장 조직의 3D 볼륨 표현을 생성하는 계산은 초음파 및 CTA상에서 수행될 수 있다. 바람직하게, 비모형 분할, 연관, 변형 및/또는 정제는 정합의 정확성을 향상시킬 수 있다.

[0046] 150 단계에서, 초음파 및/또는 CT 영상은 모델 없이 분할된다. 예시적 실시 예에서, 비모형 분할은 다른 기법으로부터 획득한 데이터를 사용한다. 예를 들어, CT 영상은 초음파 영상을 분할하기 위해 사용된다.

[0047] 예시적 실시 예에서, CTA 및 초음파 영상으로부터 심장 조직의 표현은 상기 표현이 조직 데이터의 높은 연관성을 갖는 것 및/또는 노이즈 및/또는 잘못된 정보를 줄이는 것을 위해 계산된다. 바람직하게는, 상기 표현은 강도(intensity) 볼륨 정합을 사용하여 정합의 정확도를 높일 수 있다.

[0048] 152 단계에서, 강체 정합은 CT 및 초음파 영상에서 수행된다.

[0049] 심장은 예를 들어, 심근, 방 및 주요 관처럼 초음파 및 CT를 모두 이용하여 볼 수 있는 적어도 약간의 두드러진 기하학적 구조를 가지고 있다. 정합은 하위 기관(sub-organ) 구조의 유사한 볼륨 및/또는 기하학적 표현을 사용하여 수행될 수 있다.

[0050] 비모형 분할 표현을 사용하여, 초음파 및 CT의 기법으로부터 오는 약간의 차이는 줄어들 수 있다. 바람직하게는, 볼륨 및/또는 형상 정합 방법은 개선된 효과와 함께 쓰인다.

[0051] 강체 정합은 예를 들면 상술한 바와 같이 심장 조직 볼륨 정합의 볼륨 정합을 사용하여 수행될 수 있다.

[0052] 154 단계 에서, 정합된 영상은 정제된다. 선택적으로, 오정합점 제거와 함께 멀티모달의 의료영상(Iterated Closest Point; ICP) 알고리즘의 한 버전은 예를 들어 강체 변환에의 비강체 수정으로서 제한된 유사 정합과 같이 영상을 정제하는데 응용될 수 있다.

[0053] 선택적으로, 두드러진 심장 내막 표면 하의 형상과 같은 해부학적 형상은 CT 및/또는 초음파 영상으로부터 추출된다. 형상들은 정합의 정확성을 정제하는데 사용된다.

[0054] 선택적으로, 가중치는 심장의 다른 부분(예컨대, 대동맥, 좌심실, 좌심방)에 할당 된다. 바람직하게는, 가중치의 고려는 정합 프로세스가 사전에 정의된 부분에 더 정확한 결과를 생성하도록 한다. 가중치는 자동적으로(예컨대, 원하는 응용프로그램에 따라) 및/또는 수동적으로(예컨대, 사용자에 의해) 정의된다.

[0055] 도 1b는 본 발명의 실시 예에 따라 도 1a의 블록들의 추가적 세부사항을 위해 나타난다.

[0056] 102 단계에서, 심장의 초음파 영상이 획득된다. 선택적으로, 초음파 영상은 경흉부 심장 초음파상(TTE)이다(즉, 환자의 흉부 피부 위에 위치한 초음파 트랜스듀서 프로브(probe)로부터 생성된). 예를 들어, 프로브는 심첨(apex)에, 흉골주위에(parasternally), 대동맥 판막 근처 또는 다른 위치에 있다. 대안적으로, 예를 들면 경식도 심장 초음파(TEE)처럼, 초음파 영상은 다른 위치 상에 위치한 프로브로부터 획득된다.

[0057] 104 단계에서, 적어도 하나의 CT 영상이 획득된다. 선택적으로, 스캐닝 과정으로 조영제가 환자의 혈관에 주입된다. 선택적으로, 주입은 좌심실, 좌심방 및/또는 대동맥의 기초의 CTA 영상 중 적어도 하나를 획득하기 위해 CT 촬영과 동기화된다.

[0058] 심장 주기 포착 시간은 초음파 및 CTA 두 기법에 대해 약 75% 주기 시점(즉, 중간 심장 확기관)에 있을 수 있다. 그 확기관에 관심 영역의 변화는 상대적으로 감소된다. 대략적 시간 매치면 충분하다.

[0059] 자동 시공간 정합 프로그램은 초음파 데이터의 보다 정확한 주기를 획득해서 초음파 볼륨 시퀀스의 일시적 정확

한 볼륨 샘플을 정합하기 위해 4차원(4D) 초음파 입력 데이터를 사용할 수 있다.

[0060] CTA 및/또는 초음파 영상은 정방향 및/또는 등방성 샘플링으로 영상을 제공하기 위해 처리될 수 있다.

[0061] 106 단계에서, 랜드마크는 초음파 영상에 마킹될 수 있다. 랜드마크는 사용자(즉, 의사, 기술자)에 의해 수동으로, 예를 들어, 마우스를 사용하여 관심 영역에 포인터를 가리키고 영상 상에 'X'를 배치하기 위한 버튼을 클릭함으로써 마킹될 수 있다. 대안적으로, 소프트웨어가 자동적으로 인식하고 랜드마크를 마킹할 수 있다. 대안적으로, 랜드마크는 자동적으로 식별될 수 있다.

[0062] 선택적으로, 108 단계에서 위의 초음파에 대한 설명과 유사한 방법으로 CTA 영상에 랜드마크가 마킹될 수 있다.

[0063] 선택적으로, 초음파 영상 및 CTA 영상은 둘 다 관심 영역에 마킹될 수 있다. 예를 들어, 대략 대동맥 판막 중심, 대략 승모판고리의 중심 및/또는 대략 심첨에 마킹될 수 있다. 선택적으로, CT 영상은 대략 좌심방의 상단에 마킹될 수 있다. 선택적으로, 마킹은 대략, 관심 영역에 적어도 근접된다. 예를 들어, 약 1 센티미터(Cm), 2 센티미터 또는 그 내외로 근접된다. 바람직하게는, 마킹이 올바른 위치에 정확하게 되지 않았더라도 상기 방법은 효과가 있다. 만약 다른 기관 및/또는 다른 심장의 일부의 경우 마킹은 조정될 수 있다. 더 많은 마킹 및/또는 다양한 랜드마크가 마킹될 수 있다.

[0064] 선택적으로, 초음파 및 CTA 영상은 예를 들어 다른 사람에 의해, 다른 시간에 및/또는 다른 영상의 참조 없이 독립적으로 마킹될 수 있다.

[0065] 도 2는 본 발명의 실시 예에 따른 초음파 및 CT 마킹의 그래픽 표현이다.

[0066] 도 1b를 다시 보면 110 단계에서, 선택적으로, 초기 강체 정합은 랜드마크에 기초하여 계산될 수 있다. 선택적으로, 랜드마크 정합은 (번역(translation) 및 회전 행렬(rotation matrix)을 제한하는) 랜드마크 위치의 최소 자승 에러(least square error)의 최소값을 생산하는 강체 변환의 폐쇄된 형태의 추정에 기초한다. 초기 랜드마크 정합은 후속되는 조직 볼륨 정합 단계를 위한 초기 변환을 제공할 수 있다.

[0067] 대신하여, 자동 매치된 랜드마크 감지 프로그램 및/또는 다른 자동 정렬 방법이 사용자 마킹 및/또는 랜드마크 정합 단계를 대체할 수 있다.

[0068] 112 단계에서, CTA 영상은 독립적으로 볼륨적으로 표현된다. 선택적으로, CT 영상은 심장의 방 및/또는 관으로 분할된다. 일 예로, CT 영상은 좌심실, 좌심방 및/또는 대동맥 뿌리로 분할된다. 승모판 고리, 우심실, 우심방 및 추가적 판막들과 같은 추가적 부분이 자동적으로 감지 될 수 있다.

[0069] 114 단계에서, CTA 영상은 112단계의 세그먼트들의 주변의 심장조직(예컨대, 심근)으로 분할된다.

[0070] 아래에서 보다 상세히 설명될 바와 같이, 112단계의 세그먼트들은 CTA 심근 분할 과정을 위한 해부학적 가이드로 사용될 수 있다.

[0071] 선택적으로, CT 세그먼트 및/또는 볼륨 표현은 초음파 기법 표현에 더 유사하게 변환된다. 아래에서 보다 상세히 설명될 추정 초음파 트랜스듀서 위치 및/또는 빔 방향과 같은 초음파 획득 아티팩트(artifact)를 고려할 수 있다.

[0072] 116A 단계에서, 마스크는 CTA 영상의 정합을 위해 생성될 수 있다. CTA 영상은 좌심실, 좌심방 및/또는 대동맥 근처의 심장 조직 분할 주변의 지역이 마스크, 즉 가려질 수 있다. 마스크는 상대적으로 더 연관된 조직 영역의 부분 집합으로 정합을 제한하도록 계산될 수 있다. 바람직하게는, 초음파 및 CT 표현이 더 조직 영역 부분 집합에 더 유사할수록 오정합 확률은 줄어든다.

[0073] 118 단계에서, 초음파 영상은 독립적으로 볼륨적으로 표현된다. 표현은 초음파 프로브에 의해 캡쳐된 전체 영역에 대해 향상 된 심장 조직(예컨대, 심근)을 포함할 수 있다.

[0074] 심장 조직 및/또는 혈액풀(blood pool)에서 향상된 표현은 초음파 영상 표현이 CT 표현과 높게 상관되도록 하기 위해 계산될 수 있다. CTA 및/또는 초음파 표현은 표현들이 정합 비용 함수 측면에서 유사하도록 계산될 수 있다.

[0075] 116B 단계에서, 초음파 영상은 전체 초음파 볼륨 형상에 대해 마스크, 즉 가려질 수 있다. 마스크는 초음파 및 CT 표현이 오정합이 적은 데이터와 더욱 유사하기 위해 조직 영역 주변으로 계산될 수 있다.

[0076] 120 단계에서, 제 1 볼륨 정합이 계산된다. 추정 변환은 강체 변환일 수 있다. 정합은 볼륨 강도 정합 알고리즘

을 사용할 수 있다.

[0077] 정합은 심장 조직이 향상 된 및/또는 노이즈가 방 및/또는 관에서 억제된 CT 및/또는 초음파 볼륨의 표현을 위해 수행될 수 있다.

[0078] CT 표현은112 단계로부터 관심 있는 초기 분할 영역 주변의 넓은 영역을 포괄할 수 있다. 또는, CT 표현은 방 및 관 근처(예컨대, 우측 구조)의 형상 정보 또한 포함하는 세그먼트들 주변의 조직의 볼륨 표현일 수 있다. 바람직하게는, 추가 정보는 정합 결과를 개선할 수 있다.

[0079] 선택적으로, 초음파 표현은 캡쳐된 전체 볼륨에 해당한다. 표현은 CTA 분석 및/또는 초기 변환과 독립적이다. 바람직하게는, 그 방법은 사용자 입력 및/또는 이전 알고리즘 단계와 독립적이다. 바람직하게는, CT 볼륨 표현이 사용자 마킹에 작지 않은 의존성을 가질수록, 정합의 견고성 견고성이 증가한다. 예를 들어, 사용자 마킹은 올바른 해부학적 위치에 정확히 되지 않을 수 있다.

[0080] 바람직하게는, 상기 표현은 큰 볼륨 영역으로부터의 데이터를 사용할 수 있고 따라서 초음파 3D 영상 상과의 공통되는 일부 범위에 보다 덜 민감할 수 있다.

[0081] 정규화 상호 상관(NCC) 비용 함수는 초음파 및/또는 CTA 볼륨의 정합을 위해 사용될 수 있다. 바람직하게는, CT 및 초음파 표현이 밀접한 3D 영상의 상관도를 위해 준비되기 위해 NCC가 사용될 수 있다.

[0082] 선택적으로, 최적화된 변환은 강체 변환 또는 비강체 변환일 수 있다. 비강체 변환은 제한된 유사 정합일 수 있다. 유사 변환 수정은 아이덴티티에 제한될 수 있다.

[0083] 변환 파라미터 공간 상의 비용함수의 최소화는 변화도 적정 알고리즘(Gradient Decent Algorithm)의 변형을 사용하여 계산된다. 정합 사용자는 잠재적으로 오정합 영역을 줄이기 위해 마스크를 미리 계산할 수 있다.

[0084] 표현으로부터의 적은 볼륨 샘플 집합이 계산되고 잠재적으로 높은 정합 성능을 이끈다.

[0085] 정합은 잠재적인 초음파 영상과 높은 유사성을 위하여 나타날 수 있는 CT 변형 케이스의 범위를 나타내는 CT 볼륨 파라미터 표현과 함께 제공될 수 있다. 정합 알고리즘은 변환 최적화의 역할로 최상의 표현을 결정할 수 있다. 선택은 최소의 비용 함수의 측면(예컨대, 최대의 상관도) 및/또는 변환 및/또는 표현 파라미터에 기초한 비용 함수의 측면에서 이루어질 수 있다.

[0086] 선택적으로, 정합은 잠재적으로 견고성을 증가시키는 다중해상도 접근법으로 수행될 수 있다.

[0087] 122 단계에서, 112 단계에서 획득한 CTA 영상의 세그먼트들은 해당 심장 방 및/또는 관, 예를 들어 좌심실, 좌심방 및/또는 대동맥 뿌리의 초음파 형상 분할에 대한 아틀라스로 사용된다. CTA 세그먼트는 120 단계의 변환 결과를 이용하여 변환된다.

[0088] 124 단계에서, 112 단계에서 획득한 CT 세그먼트는 CT 및 초음파 영상화 기법 간의 차이를 고려하기 위해 처리된다. CT 표현은 초음파 획득 아티팩트, 예를 들어 추정초음파 트랜스듀서 위치 및/또는 빔 방향을 참작하게 준비된다.

[0089] CT의 형상 분석은 초음파 아티팩트 추정 모델에 따라 초음파 형상과 유사하게 표면 형상을 만들기 위해 수행한다.

[0090] 126 단계에서, 122 단계에서 획득한 초음파 형상 및 124 단계에서 획득한 CT 형상은 단계적 방법으로 정합 계산을 위해 사용된다.

[0091] 형상 정합은 세부적으로 두 단계로 수행된다. 바람직하게는, 두 단계는 견고성을 증가시킬 수 있다.

[0092] 제 1 단계는 강체 정합이다. 정제된 단계는 비강체 정합을 사용할 수 있다. 비강체 정합은 제한된 유사 정합일 수 있다.

[0093] 형상 정합은 멀티모달 의료영상(ICP)의 변형을 사용한다. ICP는 기하학적 형상의 정합에 사용된다.

[0094] 초음파 및 CT 영상은 초음파 세그먼트 및 CT 세그먼트로부터의 기하학적 형상에 따라 정합된다. 추가적 기하학적 3D 모양이 정렬될 수 있다. 심장내막의 내부 부분(sub-part)의 표현이 정렬될 수 있다. 이를 대신하여 또는 추가적으로, 다른 기하학적 모양이 정렬에 사용될 수 있다. 예를 들어, 심근 조직의 골격의 내부 표면, 큰 관의 중심선, 판막 중심 지점 및/또는 다른 기하학적 구조가 있다.

[0095] 도 16은 본 발명의 실시 예에 따른 강체 볼륨 정합의 예시적 영상이다. 영상은 세 기준 축 조각에 대한

CT(녹색) 및 초음파(녹색)의 결합 영상이다.

[0096] 도 1b를 다시 보면, 128단계에서, 비강체 정합의 정제는 예를 들어 유사 변환과 같이 계산된다. 바람직하게는, 비강체 정제는 작은 변형들을 수용한다.

[0097] 선택적으로, 유사 변환의 정규화가 수행될 수 있다. 강체 변환(126단계)에 대한 유사 수정 변환이 계산에 추가되는 패널티 조건과 함께 계산될 수 있다. 패널티 조건은 수정 변환이 아이덴티티 변환에 가깝도록 제한할 수 있다.

[0098] CT 영상 표현은 ICP와 같은 비용함수에 따라 위치 정합의 정확도를 향상시키기 위한 가중치를 할당할 수 있다. ICP가 가중 비용 함수로 계산될 수 있다. 가중치는 부정확에 대한 사전 지식을 이용하게 할 수 있고 중요하게 심장의 특정 지역을 마킹하는데 사용될 수 있다. 가중치는 도 7의 710단계에 나타낸 것과 같이 CT 및/또는 초음파 입력 형상에 적용될 수 있다.

[0099] ICP 변형 알고리즘은 형상 부분의 정렬을 제한하기 위하여 초음파 및/또는 CT 분할 단계로부터의 해부학적 부분들에 대한 라벨링을 사용할 수 있다.

[0100] 초음파 및 CT 기법에서 서로 다른 해부학적 범위 및/또는 차이점은 정렬 과정에 있어 약간의 형상 부분의 부조화의 잠재적인 오점을 만들 수 있다. ICP 알고리즘의 변형은 입력 표현에서 다른 정보가 가능한 영역을 폐기하기 위하여 자동적인 오정합 영역 제거를 사용할 수 있다. ICP 알고리즘은 판단 과정을 통해 참정합(registration inlier) 집합을 선택하기 위하여 수정된(trimmed) 최소 자승법의 변형과 함께 사용될 수 있다.

[0101] 도 20은 본 발명의 실시 예에 따른 ICP 형상 정합의 예시적 영상이다. 영상은 대동맥 뿌리, 좌심실 및 좌심방의 심장내막 표면 형상에 대한 오정합에 유연한 ICP 정합의 예시적 영상이다. CT 세그먼트는 흰색으로 나타난다. 초음파 최근접 위치의 거리 맵(distance map)은 색상으로 표시된다. 제거된 오정합점들은 빨간색으로 나타난다.

[0102] 도 21은 본 발명의 실시 예에 따른 제한된 유사 정합 정제의 예시적 결합 영상이다. CT 영상은 회색으로 나타나고 초음파 영상은 녹색으로 나타난다.

[0103] 도 1b를 다시 보면, 130 단계에서, 정합된 CT 및 초음파 영상은 사용자에게 디스플레이된다. 초음파 영상은 CT 영상에 더해질 수 있다. 이를 대신하여 또는 추가적으로, 초음파 및 CT 영상은 서로 인접하여(예컨대, 나란히) 보여지거나 바둑판 형식으로 보여질 수 있다.

[0104] CT 영상은 초음파 영상보다 예를 들면, 몇 일이나 몇 주 전에 획득할 수 있고 정합 시까지 저장될 수 있다. 초음파 영상은 실시간으로 획득할 수 있다. 또한, 초음파 영상은 정합의 일정 기간 전에 획득할 수도 있다. CT 촬영은 실시간 기법으로 하기에 고비용이고 어려운 반면에 초음파 기계는 일반적으로 저렴하고 가능하다. 네트워크 연결은 언제든지 저장된 영상에 대한 접근을 허용할 수 있다.

[0105] 바람직하게는, 정합된 영상은 결합된 CT 및 초음파 데이터에 기초한 진단, 그에 따른 신체 상태, 영상 설명 절차(예컨대, 세부 CTA 촬영은 해부학 아틀라스를 제공할 수 있고 초음파는 절차 중 실시간 설명을 제공할 수 있다) 및/또는 초음파 4차원 영상을 이용한 CT 재구성 중 움직임 보정에 사용될 수 있다.

[0106] 도 3 내지 7은 도 1b의 단계에 대한 추가적 세부사항을 제공하는 흐름도이다. 발명자는 실제 심장 데이터를 사용하여 본원에 기술된 자동화된 방법을 테스트했다. 도 9 내지 21은 본원에 기술된 전산화된 방법에 따라 획득된 예시적 영상들을 나타낸다.

[0107] 도 3은 본 발명의 실시 예에 따라 도 1b의 108 단계에서와 같이 심장 방 및/또는 관의 비모형 분할에 대한 자동화된 방법의 흐름도를 나타낸다.

[0108] 302 단계에서, 대략적 비모형 분할이 CT 영상에 대해 계산된다. 심장의 일부가 아닌 영역 또한 분할된다. 바람직하게는, 대략적인 분할이 해부학적 인식(insight) 없이도 계산될 수 있다.

[0109] 분할은 강도 절단선을 이용하여 수행된다. 절단선이 선택되고 주입된 조영제에 의해 돋보이게 된, 즉 콘트라스트 향상된 영역을 감지될 수 있다. 절단선은 하운스필드 수치에 따라 선택될 수 있다.

[0110] 절단선은 예를 들면 사용자에 의한 조영제로 향상된 영역의 클릭에 의해서와 같이 수동적으로 선택될 수 있다. 이를 대신하여 또는 추가적으로, 절단선은 소프트웨어에 의해 자동적으로 감지될 수 있다. 이를 대신하여 또는 추가적으로, 절단선은 사전 설정되어 있을 수 있다.

[0111] 영상은 선택된 절단 수치를 이용하여 한계처리(thresholded)된다.

[0112] 해부학적 관심 영역에 포함되지 않는 한계 처리된 영역은 삭제될 수 있다. 승모판 고리의 중심을 포함하는 상호 연결된 영역의 일부가 아닌 영역은 삭제될 수 있다.

[0113] 상호 연결 영역의 빈곳은 닫힐 수 있다. 예를 들어, 영상 경계에 연결되지 않은 위치 최소값(local minima)은 채워질 수 있다.

[0114] 도 9a는 본 발명의 실시 예에 따른 축상(좌측), 시상(중앙) 및 관상(우측) 조각을 이용해 획득한 CTA 심장의 예시적 영상이다. 도 9a는 302 단계의 방법을 설명한다. 영상은 색으로 보여지는 한계 값에 기초한 분할 결과이다. 참고로 심장의 일부가 아닌 다른 밝은 부분(예컨대, 척추, 갈비뼈)도 분할된다. 도 9b는 도 9a에서 심장 외의 부분에 연결된 구성을 지운 후의 분할 결과이다. 참고로 일부 오분류(misclassification)가 남는다. 오분류는 304 및/또는 306 단계에서 해결된다.

[0115] 좌심실 및 좌심방 추출 단계(304)에서, 좌심실 및 좌심방(LV-LA)은 상호 연결된 구성으로부터 함께 분할된다. 바람직하게는, LV-LA 추출은 해부학적 모델 및/또는 아틀라스가 없는, 비모형의 추출일 수 있다.

[0116] 좌심방의 첨점 및 윗면의 사용자 마킹(108 단계)이 촬영의 향상된 영역에 존재하는 것을 확실하게 하기 위한 확인이 수행될 수 있다.

[0117] 스캔의 향상된 영역 밖의 사용자 마킹은 추정위치로 수정 및 부착 될 수 있다.

[0118] 사용자 마킹은 마킹 사이의 영역을 자동적으로 분할하기 위해 정면 충돌 알고리즘(colliding-fronts algorithm, 혈관 모델링 도구 키트 http://www.vmtk.org/ 에서 사용 가능)을 실행시키기 위한 시드(seed) 포인트로 사용될 수 있다. 어떤 경우, 정면 충돌 알고리즘은 좌심실 및/또는 좌심방의 경계를 맞추지 않고, 대신 더 작은 세그먼트를 생성한다. 경계에서의 분할된 영역의 정제는 분할이 미도달 영역을 정확하게 묘사하는 것을 확실하게 한다.

[0119] 도 10은 304 단계의 방법을 사용하여 분할된 도 9b의 좌심실 및 좌심방(노란색으로 나타남)을 포함한다.

[0120] 도 3을 다시 보면, 306 단계에서 심방이 추출된다. 심방은 302 및/또는 304 단계의 분할 결과를 이용하여 감지된다. 바람직하게는, 분할은 비모형일 수 있다. 추가적인 사용자 입력이 요구되지 않으며 심장 아틀라스도 요구되지 않는다.

[0121] 이론에 얽매이지 않고, 4차원 초음파 영상에 잘 캡쳐 될 수 있는 심장의 왼편 구조(즉, 좌심실 및/또는 좌심방)는 장축(long axis, 즉, 심방 첨점 방향)을 따라 원통 대칭을 갖는다. 대동맥이 심장의 왼편 대칭을 깨기 때문에 상행 대동맥은 정합을 위한 중요한 부분(feature)이 된다.

[0122] 304 단계의 LV-LA 세그먼트는 302 단계의 대략적 세그먼트에서 제외될 수 있다. 선택적으로, 노이즈는 제거될 수 있다.

[0123] 선택적으로, 심장의 왼편을 심장의 오른편에 연결하는 아티팩트는 제거될 수 있다.

[0124] 선택적으로, 대동맥은 식별될 수 있다. 대동맥은 108 단계의 대동맥 판막 마킹의 중앙과 최근접한 연결 구성으로서 식별될 수 있다.

[0125] 도 11a는 본 발명의 실시 예에 따른 좌심실, 좌심방 및 상행 대동맥을 포함하는 정제된 세그먼트 모델이다. 도 11b는 도 11a로부터 LV-LA 세그먼트를 제외한 결과이다. 도 11c는 분할된 대동맥 구성요소다.

[0126] 도 4는 본 발명의 실시 예에 따른 도 1의 114단계와 같이 심장 조직의 CT 비모형 분할의 자동화된 방법에 대한 흐름도이다. 상기 방법은 좌심실, 좌심방 및 대동맥의 뿌리 주변 지역의 심장 조직 구조 추정을 식별한다. 형상 분석은 좌심실, 좌심방 및/또는 대동맥 각각 주변의 심장 조직의 분할을 추정하는데 사용될 수 있다. 특정 기관의 경우, 예상되는 조직의 너비 범위와 같은 기하학적 특징에 관한 사전 정보는 알고리즘에 의해 사용될 수 있다.

[0127] 402 단계에서, 조직 분할에 대한 방 및/또는 관 세그먼트, 예를 들면 좌심실, 좌심방 및/또는 상행 대동맥이 선택된다. 세그먼트는 도 1b의 112단계의 출력으로부터 선택될 수 있다.

[0128] 선택적으로, 선택된 세그먼트는 선처리(preprocessed) 될 수 있다.

[0129] 선택적으로, 좌심실 및/또는 좌심방 세그먼트의 입력에 대하여, 승모판 정점 연결 선에 수직인 승모판의 랜드마크를 통과하는 평면을 사용하여 근사한(approximated) 좌심실 및 좌심방 세그먼트가 생성된다.

[0130] 선택적으로, 다듬어진(smoothed) 세그먼트는 형태 필터를 이용해 계산될 수 있다. 세그먼트는 입력 세그먼트(즉, 좌심실, 좌심방 및/또는 대동맥의 내부 표면)에 대해 심장 내막에 근접할 수 있다. 세그먼트는 더 높은 정합 견고성을 위해 기법 의존성이 높은 내부 좌심실 조직의 세부 데이터를 포함하지 않을 수 있다.

[0131] 선택적으로, 404 단계에서, 마스크가 방의 내부영역, 내부 관 영역, 심장 조직 및 조직 주변의 외부 영역의 샘플링 값에 대해 계산될 수 있다. 마스크가 강도 분석으로 계산된다. 마스크가 입력 세그먼트(예컨대, 112단계로부터의) 및/또는 402 단계의 선처리된 세그먼트의 거리 맵을 이용하여 계산된다.

[0132] 선택적으로, 406 단계에서, 각 영역의 심장 조직 주변의 강도가 분석될 수 있다. 강도는 기관내부 영역에 대한 위치 통계를 이용하여 분석될 수 있다. 예를 들어, 다중 한계치 오츠 방법(Otsu method)을 이용할 수 있다. 바람직하게는, 위치 분석은 기관 특성 및/또는 위치 CTA 강도 강화에 적용을 가능하게 할 수 있다.

[0133] 선택적으로, 408 단계에서, 강도 경사(intensity gradient)는 분석될 수 있다. 복셀(voxel)들은 조직 주변 및/또는 조직 내에서 평가된다. 조직이 입력 데이터 기록을 사용하는 위치 근방으로부터 구별될 수 없는 경우, 조직 형상에 대한 사전 가정(assumption)들이 사용될 수 있다.

[0134] 선택적으로, 맵은, 예를 들어 조직 내부 및 외부의 샘플 집합의 3D 보로노이 다이어그램(Voronoi diagram)을 이용하여, 심근 강도의 위치 값에 대해 만들어질 수 있다.

[0135] 선택적으로, 조직 내부에 존재하는 분류 등급은 각 복셀에 대해 할당될 수 있다. 분류 등급은 전체 볼륨에 대해 보간(interpolation)될 수 있다. 선형 보간 함수는 다듬어진 단일화 함수에 사용된다.

[0136] 410 단계에서, 복셀은 분류 등급에 따라 조직 내부 또는 외부에 존재하도록 결정된다.

[0137] 412 단계에서, 조직은 다듬어진 단일화 함수를 이용하여 분할된다.

[0138] 414 단계에서, CT 표현은 예를 들어 도 1b의 114 단계에서 설명된 것처럼 초음파 조직 볼륨 표현과의 유사성이 증가하도록 생성된다.

[0139] 이론에 제한됨 없이, 초음파 영상은 트랜스듀서의 위치 및/또는 각도에 대해 의존적일 수 있는 몇 특징적인 아티팩트를 가질 수 있다. 예를 들어 심첨에서의 관점에서, 발명자는 초음파 조직 신호가 CT 영상과 비교해 심장의 방에 더욱 퍼진다는 것을 발견했다. 이것은 각도적 데이터 수집, 아티팩트 및/또는 노이즈 특성에 기인한 것일 수 있다. 그 효과는 트랜스듀서와의 거리가 증가할수록 강해질 수 있다.

[0140] 선택적으로, 조직 세그먼트는 확대될 수 있다. 확대 정도는 근사되는 초음파 센서 위치 및/또는 빔 방향 및/또는 초음파 초점 지역과 관계 있을 수 있다. 확대의 넓이는 추정 아티팩트 모델에 따라 조정될 수 있다.

[0141] 선택적으로, 파라미터 변형 모델은 정의될 수 있다. 선택적으로, 모델은 아티팩트의 레벨 및/또는 획득 품질에 관계될 수 있다. 선택적으로, 변형 파라미터는 볼륨 정합 단계(예컨대, 도 1b의 120 단계)의 부분 에서 결정될 수 있다. 예를 들어, 최소 비용 함수(CT 및 초음파 표현 의 최대 상관도 및/또는 다른 기준)에 관한 최상의 케이스를 위한 탐색에 의하여 결정될 수 있다.

[0142] 선택적으로, 416에서, 세그먼트는 예를 들어, 가우시안 필터링(Gaussian filtering)을 이용하여 다듬어질 수 있다. 작은 노이즈 볼륨 구성요소들은 예를 들어, 연결 구성요소 분석을 이용하여 제거될 수 있다. 바람직하게는, 다듬질(smoothing)은 표현을 3D 영상 상관도 면에서 초음파 표현과 더욱 유사하게 만들 수 있다.

[0143] 선택적으로, 418 단계에서, 정합 마스크는 정합이 분할된 조직 영역 및 근처 영역을 사용하도록 생성될 수 있다.

[0144] 도 12는 본 발명의 실시 예에 따른 CTA 심장 조직 분석의 예시적 영상이다. 영상은 CT(회색으로 나타남) 및 초음파(녹색으로 나타남)의 결합이다.

[0145] 도 13은 본 발명의 실시 예에 따른 CTA 조직 분석의 또 다른 예시적 영상이다. 조직이 방 및/또는 관 근처의 기하학적 정보를 포함함에 따라, 정합은 좌심실에서 폐로의 주요 관과 같은 영상 상의 추가적 구조적 정보의 정렬에 의해 지원될 수 있다.

[0146] 도 14는 본 발명의 실시 예에 따른 CT 조직 표현의 예시적 영상이다.

[0147] 도 5는 본 발명의 실시 예에 따른, 예를 들어 도 1b의 118 단계의 심장 조직의 초음파 비모형 분할에 대한 자동화된 방법의 흐름도이다. 상기 방법은, 예를 들어 볼륨 정합 비용 함수 면에서 CT 표현과 상관될 수 있는 초음

파 영상의 볼륨 향상된 표현을 찾는다.

[0148] 502 단계에서, 초음파 영상은 예를 들어 도 1b의 106 단계에서 사용자에 의해 마킹된 후에 획득된다.

[0149] 선택적으로, 504 단계에서, 초음파 볼륨 영상의 노이즈는 억제될 수 있다. 반점 노이즈는 예를 들어 가우시안 필터, 중간값 필터(median filter) 또는 다른 적합한 필터 처리에 의해 억제될 수 있다.

[0150] 선택적으로, 506 단계에서, 입력 영상 볼륨과 함께 캡쳐된 초음파 볼륨의 마스크 세그먼트가 계산될 수 있다. 배경 제로 복셀(background zero voxels)은 예를 들어, 한계값 적용에 의해 제거될 수 있다. 예를 들어 형태 연산자(morphological operator)를 적용하여 제로 강도(zero intensity)를 갖는 구멍들의 폐쇄 및/또는 아티팩트 마스크(예컨대, 심전도검사(ECG) 정보)의 제거가 이루어질 수 있다. 마스크는 캡쳐된 볼륨의 내부 일부만이 사용되도록 침식될 수 있다.

[0151] 508 단계에서, 초음파 영상의 향상된 볼륨 표현이 계산된다. 향상된 표현은 심장 방 및 관 상에서 노이즈를 억제함으로써 향상된 심장 조직 형상을 포함할 수 있다.

[0152] 선택적으로, 심장 조직은, 예를 들어 여러 저주파 통과 필터 및/또는 그레이스케일(gray-scale) 형태 작용을 적용하여, 방 및/또는 관의 내부 영역으로부터 식별할 수 있다. 선택적으로, 광범위한 심장 조직 부분이 향상될 수 있다. 선택적으로, 적용할 수 있는 부분에 조직 위치 형상에 수직인 방향으로 큰 변형의 가우시안 필터의 라플라스 연산자를 적용하여 할 수 있다. 위의 작용을 이용하여, 정합을 위한 향상된 영상은 향상된 조직 영역으로 생성되고 방 노이즈를 억제한다.

[0153] 도 15는 본 발명의 실시 예에 따른 향상된 초음파 심장 조직 표현의 예시적인 영상이다. 세 기준 축 별 조각이 나타난다.

[0154] 도 6은 본 발명의 실시 예에 따른, 예를 들어 도 1b의 122 단계의 CT 아틀라스 참조를 이용하는 초음파 비모형 분할에 대한 자동화된 방법의 흐름도이다. 상기 방법은 CT 세그먼트(예컨대, 도 1b의 112단계) 및 볼륨 정합 변환(예컨대, 118 및 120 단계)을 초음파 3D 볼륨, 좌심방, 좌심실 및/또는 대동맥의 시각적 윤곽을 정의하는 위치 집합을 찾기 위한 아틀라스로 사용한다. 상기 방법은 좌심실, 좌심방 및/또는 대동맥 윤곽을 맞추기 위해 반복적으로 CT 영상으로부터 추출된 시드를 확장하고 사전 단계 강체 변환을 이용하여 변환한다. 상기 방법은 심장내막 내부 표면(sub-surface, 즉, 방 및/또는 관 내부의 심장 조직의 표면)을 나타내는 위치 집합을 계산한다. 상기 방법은 계산된 영상으로부터 틈새 및/또는 아티팩트를 제거한다.

[0155] 바람직하게는, 상기 방법은 흐릿한 초음파 영상을 생성하는 심장 방 및/또는 관의 경계 상의 틈새를 주는 여러 초음파 아티팩트들을 극복한다. 보통, 심장의 일부만이 초음파 트랜스듀서의 시야 상에 보일 수 있어서 결과 영상에 나타난다. 심장의 일부만이 나타난 영상은 CT 촬영에서의 정합의 어려움이 있다.

[0156] 602 단계에서, 변환된 CT 세그먼트(예컨대, LV-LA 및/또는 대동맥)는 예를 들어 도 1b의 112단계의 결과로부터 획득된다. 초음파 볼륨은 예를 들어 118 및/또는 120 단계로부터 획득된다.

[0157] 선택적으로, 심장 특성에 맞춰진 외부의 사용자 파라미터는 예를 들어 경험에 의해 결정될 수 있다.

[0158] 선택적으로, 604 단계에서, 초음파 볼륨은 사전 처리될 수 있다.

[0159] 선택적으로, 초음파 볼륨은 예를 들어 가우시안 필터 및/또는 중간값 필터에 의해 다듬어질 수 있다. 선택적으로, 다듬질의 범위는 602 단계의 경험적으로 획득된 사용자 파라미터에 따라 결정될 수 있다.

[0160] 선택적으로, 초음파 트랜스듀서 획득 볼륨의 외부 영역(상기 영역의 픽셀은 제로 값을 가짐)은 무시될 수 있다. 예를 들어 형태의 개폐 및/또는 침식 작용의 적용에 의해, 초음파 획득 볼륨의 내부 영역의 다듬질 및/또는 구멍의 폐쇄가 일어날 수 있다. 바람직하게는, 영상 변환은 정합의 정확도를 증가시킨다.

[0161] 606 단계에서, 초음파 세그먼트 시드는 CT 세그먼트로부터 만들어진다. 선택적으로, CT 세그먼트는 반복적인 초음파 세그먼트 확장 과정을 위한 초기 초음파 시드를 형성하기 위해 침식될 수 있다. CT 세그먼트는 아틀라스로 기능할 수 있다. 초기 시드 세그먼트는 예를 들어 도 1b의 120 단계로부터의 정합 결과를 이용하여 초음파 영상으로 정렬될 수 있다.

[0162] 선택적으로, 608 단계에서, 확장의 제한이 설정될 수 있다. CT 세그먼트는 해부학적 랜드마크에 기초하여 비균일하게 확대될 수 있다. 확대된 CT 세그먼트는 초음파 세그먼트의 확장을 한정하기 위한 마스크로 사용될 수 있다. 마스크는 더 상관 있는 심장 영역으로 초음파 세그먼트의 확장 및/또는 심장 방 및/또는 관 외부로의 확장

의 제한을 할 수 있다. 잠재적으로 알고리즘 효율을 높이도록 규모 조작(scale operation)이 이용될 수 있다.

[0163] 610 단계에서, 초음파 세그먼트는 예를 들어 608 단계의 마스크에 따라 심장 방의 경계를 맞추기 위해 반복적으로 확장된다. 선택적으로, 초음파 세그먼트는 추출될 수 있다.

[0164] 상기 과정은 606 단계의 초음파 시드와 함께 시작된다.

[0165] 선택적으로, 그레이레벨(graylevel) 한계치는 다음과 같이 적용된다: $I_i^{th}=I_o^{th}+i\alpha$; α는 성장 인자(growing factor, 예컨대, 경험적으로 획득된 입력 파라미터 중 하나)이고 i 는 반복 지수이다. I_o^{th}는 초음파 세그먼트 강도 평균 및/또는 변동에 따라 계산된다.

[0166] 선택적으로, 반복 루프는 확장 초음파 세그먼트의 볼륨이 다음 조건을 만족할 때 정지된다: $V_{us}=\beta V_{CT}$; V_{us}는 초음파 세그먼트 볼륨, V_{CT}는 CT 세그먼트 볼륨 그리고 β는 경험적 결정되고 전형적으로 1에 가까운 파라미터이다.

[0167] 612 단계에서, 최대 결합 구성요소가 추출된다.

[0168] 선택적으로, 614 단계에서, 세그먼트는 예를 들어 형태 개방 작용의 적용에 의해 다듬어질 수 있다.

[0169] 616 단계에서, 초음파 세그먼트 윤곽은 가시적인 심장 경계 상의 위치 집합으로 변환된다. 선택적으로, 초음파 세그먼트 경계는 예를 들어, 경계 샘플링을 이용하여, 심장내막의 내부 표면을 나타내는 위치 집합으로 변환될 수 있다. 선택적으로, 위치들은 확장 한계 근처에서 제거될 수 있다.

[0170] 선택적으로, 도 6에서 설명된 방법은 두 번 동작될 수 있다. LV-LA 연결 세그먼트를 위해 한번 동작되고, 대동맥을 위해 또 한번 동작될 수 있다. 선택적으로, 각각의 동작 동안 알고리즘을 세그먼트에 적용하는데 다른 파라미터 집합이 사용될 수 있다.

[0171] 도 17a는 본 발명의 실시 예에 따른 초음파 영상 내부의 CT 아틀라스로부터 추출된 시드의 예시적 영상이다. 도 17b는 도 17a의 CT 시드로부터 획득한 확장된 초음파 세그먼트의 예시적 영상이다. 도 17c는 확대된 초음파 세그먼트로부터 획득한 가시적인 방 윤곽 상의 위치 집합의 예시적 영상이다.

[0172] 도 7은 본 발명의 실시 예에 따른, 예를 들어 도 1b의 124 단계의, 정합에서의 CT 형상을 나타내는 자동화된 방법의 흐름도이다.

[0173] 정합되기 위한 형상을 나타내기 위해 3D 모델이 사용되는 것과 같이, ICP에 의해 처리된 CT 및 초음파 형상은 정확한 정합을 위하여 충분히 유사할 필요가 있다. 그러나, CT 및 초음파 촬영의 본질은 다르다. 발명자는 LA-LV(좌심방 및 좌심실)의 초음파 경계는 CTA 상에서 탐지된 경계에 비하여 더 침식되는 것을 발견했다. 또한, 대동맥은 이 작용을 덜 받을 수 있다. 발명자들은 이 차이의 원인은 초음파 트랜스듀서의 특징 및/또는 구체적으로 선택된 관점 방향 때문이라고 가정한다. 두 요인은 트랜스듀서(첨점에 위치)로부터 더 먼 기관 상에서 증가되는 짧은 축으로 일반적으로 정렬되는 측면 방향에 노이즈를 생성할 수 있다. 바람직하게는, 상기 방법은 초음파 영상과의 정합을 개선하기 위하여 CT 형상을 계산하는 발명자의 발견을 포함할 수 있다.

[0174] 702 단계에서, CT 세그먼트는 예를 들어 도 1b의 112 단계에서 설명된 것과 같이 획득 된다. 심장의 좌측에 대한 두 개의 세그먼트, 하나의 LV-LA 세그먼트 및 하나의 대동맥 세그먼트가 있다.

[0175] 704 단계에서, LV-LA 및 대동맥 세그먼트는 결합된다.

[0176] 706 단계에서, LV-LA 영역은 침식된다. LV-LA 영역은 초음파 영상 상에서 측면의 노이즈에 따라 침식될 수 있다. 바람직하게는, 침식된 영역은 측면의 초음파 노이즈를 보상할 수 있다.

[0177] 대신하여 또는 추가적으로, 대동맥 영역은 침식될 수 있다. 대동맥 영역은 LV-LA 영역에 비해 적은 범위로 침식될 수 있다.

[0178] 대신하여 또는 추가적으로, LV-LA 세그먼트의 좌심방 영역은 LV-LA 세그먼트의 좌심실 영역에 비해 적은 범위로

침식될 수 있다. 침식은 초음파 트랜스듀서(첨점에 위치)로부터의 추가적인 노이즈를 보상하기 위해 수행될 수 있다.

[0179] 선택적으로, 708 단계에서, 결과 세그먼트는 다듬어질 수 있다. 선택적으로, 다듬질은 잠재적으로 위치 최소값으로의 수렴을 피하고, ICP 알고리즘에 의해 안정된 정합을 제공하기 위해 계산된다.

[0180] 도 18a는 본 발명의 실시 예에 따른 예를 들어 704 단계와 같이 결합된 LV-LA 및 대동맥 세그먼트에 기초한 예시적인 모델이다. 도 18b는 예를 들어 706 단계에서와 같이 침식된 후의 도 18a 모델의 영상이다. 도 18c는 예를 들어 708 단계에서와 같이 다듬어진 후의 도 18b 모델의 영상이다.

[0181] 도 7을 보면710 단계에서, 선택적으로, 가중치가 정의될 수 있다. 정의된 가중치들은 정합 정제(예컨대, 도 1b의 128 단계) 동안에 ICP 알고리즘에 의해 사용될 수 있다. 선택적으로, 상대적으로 높은 가중치를 갖는 지역은 더욱 중요성을 갖게 되고 더 나은 위치 정합 결과가 나올 수 있다. 선택적으로, 더 많은 주의를 필요로 하는 특정 해부학적 영역에는 상대적으로 더 높은 가중치가 할당될 수 있다.

[0182] 선택적으로, 가중치는 예를 들어 좌심실과 같은 선택된 영역에 할당될 수 있다. 대안적으로, 예를 들어 대동맥, 승모판고리, 심첨 및/또는 다른 해부학적 영역에 할당된 증가하는 가중치와 같은 원하는 적용에 따라, 다른 가중치 할당 전략이 사용될 수 있다.

[0183] 선택적으로, 708 단계의 모델은 예를 들어 좌심실과 같은 선택된 영역만 남기기 위해 제거될 수 있다. 제거는 승모판 및/또는 심첨의 사용자 마킹을 이용하여 계산될 수 있다. 높은 가중치는 좌심실의 관심 위치의 좌표에 정의될 수 있다.

[0184] 도 19는 본 발명의 실시 예에 따른 빨간색으로 표시된 상대적으로 높은 가중치를 갖는 CTA 촬영의 세 평면의 예시적인 영상이다.

[0185] 도 8은 본 발명의 실시 예에 따른 CT 및 초음파 영상의 비모형 분할에 대한 예시적인 시스템(800)이다. 시스템(800)은 도 1 내지 8에서 설명되는 전산화된 방법을 실행하기 위하여 사용될 수 있다.

[0186] 선택적으로, 시스템(800)은 환자를 촬영하기 위한 CT 스캐너(scanner, 802)를 포함할 수 있다. CT 스캐너는 다중검출 컴퓨터 단층촬영(MDCT) 및/또는 전자빔 컴퓨터 단층촬영(EBCT)과 같은 심장 CT 촬영을 수행하도록 설계될 수 있다. 대안적으로, CT 촬영은 흉부 CT 촬영과 같이, 심장에 꼭 중심을 둘 필요 없이 심장을 포함한 영역에 대해 수행이 가능하다.

[0187] 선택적으로, 조영제 주입부(820)는 CT 촬영과 동기화될 수 있다. CT 촬영은 조영제가 심장의 좌측에 가장 집중될 쯤에 촬영이 수행되도록 조영제 주입과 시간 조정이 될 수 있다.

[0188] 선택적으로, CT 스캐너(802)는 로컬 및/또는 원격 서버와 같은 CT 영상의 저장소(806)와 전기통신을 할 수 있다. CT 스캐너(802)의 영상 데이터는 CT 영상 저장소(806)에 저장된다.

[0189] 선택적으로, 시스템(800)은 환자의 진단 초음파 촬영을 수행하기 위한 초음파 스캐너(804)를 포함할 수 있다. 초음파 스캐너(804)는 3D 초음파 영상을 획득할 수 있도록 설계될 수 있다.

[0190] 선택적으로, 초음파 스캐너(804)는 초음파 영상을 위한 저장소(808)와 전기통신을 할 수 있다. 초음파 스캐너(804)로부터의 영상 데이터는 초음파 영상 저장소(808)에 저장된다.

[0191] 시스템(800)은 비휘발성 컴퓨터로 읽을 수 있는 매체에 저장된 컴퓨터 명령어를 실행하도록 설계된 프로세서(810)를 포함한다. 프로세서(810)는 저장된 CT 및/또는 초음파 영상을 처리할 수 있도록 저장소(806 및/또는 808)와 전기통신 할 수 있다.

[0192] 프로세서(810)는 메모리(812)와 전기통신을 한다. 메모리(812)는 CT 및/또는 초음파 영상의 비모형 분할 및 정합에 대한 모듈(814A 내지 814C)에 관하여 저장하고 있다. 모듈의 수는 예를 들어 셋 이하 또는 이상으로 변할 수 있다. 모듈(814A 내지 814C)의 예시는 다음과 같다.

[0193] 적어도 하나의 기관의 일부의 적어도 하나의 초음파 영상 및 적어도 하나의 CT 영상을 획득하기 위한 모듈;

[0194] 상기 기관의 적어도 하나의 유체 충전 방을 검출하는 적어도 하나의 CT 영상의 CT 영상 세그먼트를 식별하기 위한 모듈;

[0195] 적어도 하나의 초음파 영상 상의 유체 충전 방의 초음파 영상 세그먼트를 식별하기 위한 모듈;

[0196] 확장된 CT 영상 세그먼트가 초음파 영상 세그먼트의 시각적 경계와 상관되도록 CT 영상 세그먼트를 반복적으로 확장함으로써 적어도 하나의 초음파 영상을 처리하여 적어도 하나의 초음파 영상과 적어도 하나의 CT 영상을 상관시키기 위한 모듈;

[0197] 적어도 하나의 초음파 영상과 상관되는 CT 영상 표현을 형성하기 위해, CT 영상 상의 기관의 적어도 하나의 형상 및 볼륨이 초음파 영상의 기관의 적어도 하나의 형상 및 볼륨에 적합하도록, 적어도 하나의 초음파 영상과 연관된 추정초음파 트랜스듀서 위치 및 추정초음파 빔 방향에 따라 적어도 하나의 CT 영상을 변환하기 위한 모듈;

[0198] 정합된 영상을 형성하기 위하여 상관된 초음파 영상 및 상관된 CT 영상을 정합하기 위한 모듈; 및/또는

[0199] 정합된 영상을 디스플레이 하기 위한 모듈.

[0200] 선택적으로, 하나 이상의 디스플레이부(816)는 CT 촬영, 초음파 촬영, 정합된 영상 및/또는 비모형 분할 및/또는 정합의 중간 단계의 영상을 디스플레이 하기에 적합하게 하기 위한 프로세서와 전기통신 할 수 있다. 디스플레이부(816)는 예를 들어 하나의 모니터 또는 나란히 연결된 두 개의 모니터가 될 수 있다.

[0201] 선택적으로, 하나 이상의 입력부(818)는 조작자가, 예를 들어 영상에 마킹, 영상의 선택, 영상 보기 및/또는 영상 처리를 위하여, 프로세서(810)에 명령을 입력하도록 할 수 있다. 입력부(818)의 예시는 키보드, 마우스, 터치스크린 및/또는 음성인식 소프트웨어를 포함한다.

[0202] 시스템(800)에 대해 설명된 전기통신은 예를 들어 네트워크 연결과 같은 유선 또는 무선 통신일 수 있다. 구성요소들은 로컬 및/또는 원격에 위치할 수 있다.

[0203] 본 출원으로부터 특허의 존속 기간 동안 많은 관련 정합 방법 및/또는 시스템이 개발될 것이고 용어 정합 방법 및/또는 시스템의 범위는 모든 그와 같은 새로운 기술을 연역적으로 포함하도록 의도되길 기대된다.

[0204] 본 출원에 걸쳐 용어 CT(예컨대, CT영상)는 CT 영상에 반드시 제한되지 않는다. 용어 CT 영상은 MR 영상으로 대체될 수 있다.

[0205] 용어 "약"은 $\pm$ 10 %를 의미한다.

[0206] 용어 "포함한다", "포함하는", "갖는" 및 그들의 조합은 "포함하고 그러나 제한되지 않은"을 의미한다.

[0207] 용어 "구성된"은 "구성되고 제한된"을 의미한다.

[0208] 용어 "필수적으로 구성된"은 구성, 방법 또는 구조가 추가적 요소, 단계 및/또는 부분을 포함할 수 있지만, 상기 추가적 요소, 단계 및/또는 부분이 실질적으로 청구된 구성. 방법 또는 구조의 기본적 및 새로운 특성을 변경하지 않는 경우에만 그러하다.

[0209] 단수 형태는 문맥상 명백히 달리 나타내지 않는 한 복수를 포함한다. 예를 들어 용어 "화합물" 또는 "적어도 하나의 화합물"은 이들의 혼합을 포함한 복수의 화합물을 포함한다.

[0210] 본 출원에 걸쳐, 본 발명의 다양한 실시 예가 다양한 기법으로 제공될 수 있다. 다양한 기법의 설명은 단지 편의 및 간결성을 위한 것이지 본 발명의 범위에 융통성을 한정하는 것으로 해석되어서는 안된다. 따라서, 다양한 설명은 모든 가능한 하위 범위뿐 아니라 범위 내의 개별 수치도 구체적으로 개시된 것으로 고려되어야 한다. 예를 들어, 1 내지 6과 같은 범위 설명은 범위 내의 개별 수치인 1, 2, 3, 4, 5, 6뿐 아니라 1 내지 3, 1 내지 4, 1 내지 5, 2 내지 4, 2 내지 6, 3 내지 6 등을 구체적으로 개시한 것으로 고려되어야 한다. 이것은 범위의 폭과 관계 없이 적용된다.

[0211] 수치 범위가 표시될 때마다, 지시된 범위 내에서 모든 인용된 숫자(소수 또는 정수)를 포함하는 것을 의미한다. 문구 "범위/첫 번째 숫자 및 두 번째 숫자 사이의 범위" 및 "범위/첫 번째 숫자로부터 두 번째 숫자까지의 범위"는 상호 교환적으로 사용되고 첫 번째 숫자 및 두 번째 숫자 및 그들 사이의 모든 소수 및 정수를 포함하는 것을 의미한다.

[0212] 명확성을 위해 문맥상 분리된 실시 예로 설명된 본 발명의 특정한 특징이 또한 단일 실시 예의 조합으로 제공될 수 있다는 것을 이해해야 한다. 역으로, 간결함을 위해 문맥상 단일 실시 예로 설명된 본 발명의 다양한 특징은 개별적으로 또는 본 발명의 다른 실시 예에 적절하도록 임의의 적절한 하위조합으로 제공될 수 있다. 다양한 실시 예의 문맥에서 설명된 특정 특징들은 해당 구성요소 없이는 실시 예가 효과가 없지 않는 한 필수적 특징으로

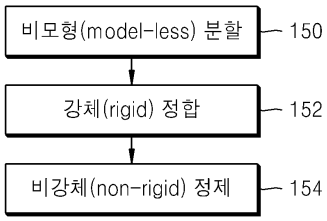
고려되어서는 안될 것이다.

[0213] 본 발명은 이들의 구체적인 특정 실시 예와 함께 설명되었지만, 수정 및 변형은 당업자에게 명백하다. 따라서, 출원 청구항의 사상 및 넓은 범위에 포함되는 모든 대체, 수정 및 변형을 포함하도록 한다.

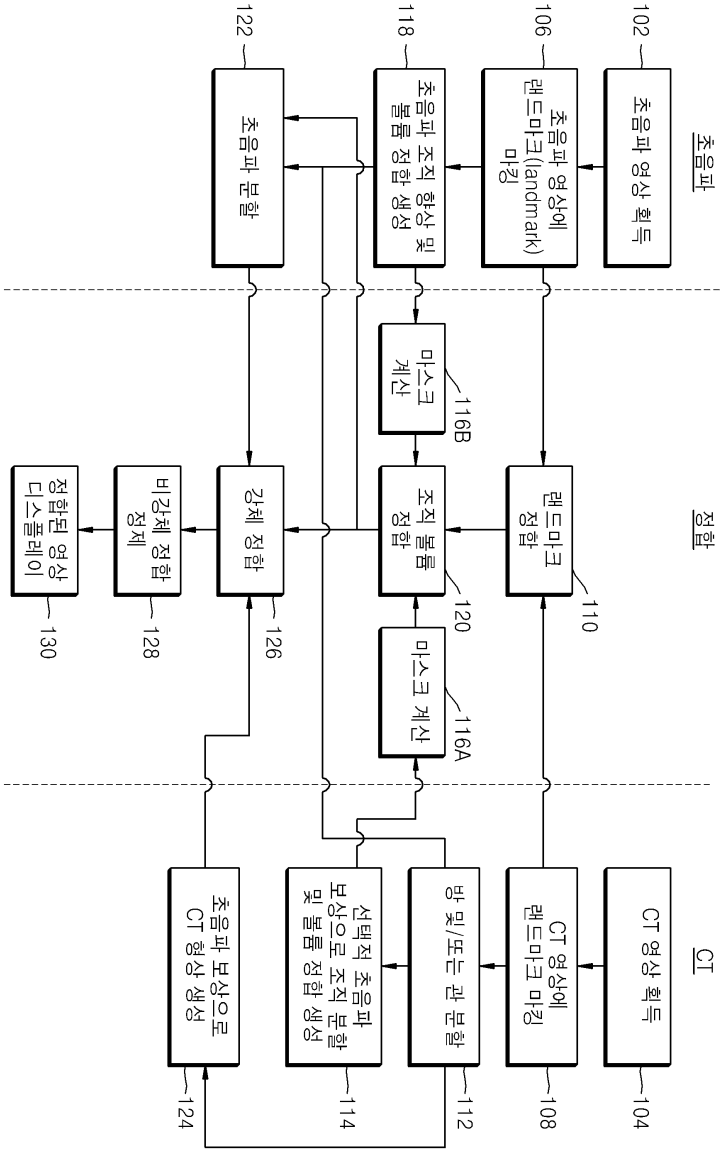
[0214] 각각의 개별 간행물, 특허 또는 특허 출원이 구체적 및 개별적으로 참조로서 본원에 포함되도록 명시된 것처럼, 본 명세서에서 언급된 모든 간행물, 특허 및 특허 출원은 본원에서 명세서에의 참조로서 그 전체가 포함된다. 또한, 본원에서 어떤 참조의 인용 또는 인지는 그러한 참조가 본 발명의 선행 기술이 될 수 있음을 인정하는 것으로 해석되어서는 안된다. 섹션 제목이 사용되는 점에서, 필수적 제한으로 해석되어서는 안된다.

도면

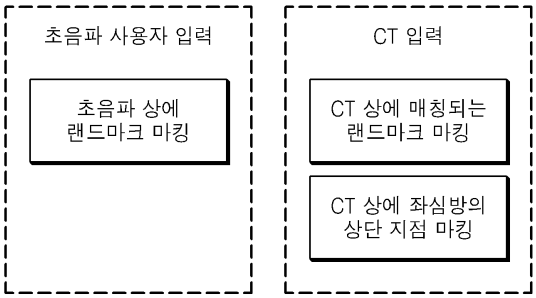
도면1a



도면1b


초음파
정합
CT
초음파 영상 획득
초음파 영상에 랜드마크(landmark) 마킹
초음파 조직 향상 및 볼륨 정합 생성
초음파 분할
CT 영상 획득
CT 영상에 랜드마크 마킹
방 및/또는 관 분할
선택적 초음파 보상으로 조직 분할 및 볼륨 정합 생성
초음파 보상으로 CT 형상 생성
랜드마크 정합
조직 볼륨 정합
강체 정합
비강체 정합
정합된 영상 디스플레이
마스크 계산
마스크 계산
102
106
118
122
104
108
112
114
124
110
120
126
128
130
116A
116B

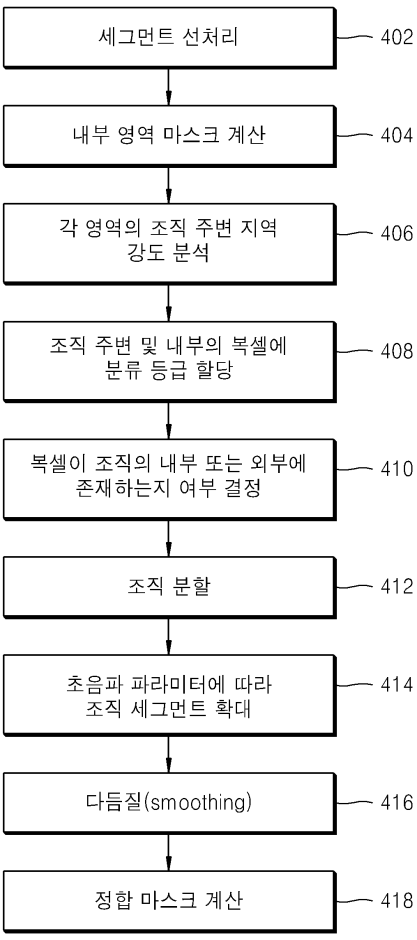
도면2


초음파 사용자 입력
초음파 상에 랜드마크 마킹
CT 입력
CT 상에 매칭되는 랜드마크 마킹
CT 상에 좌심방의 상단 지점 마킹

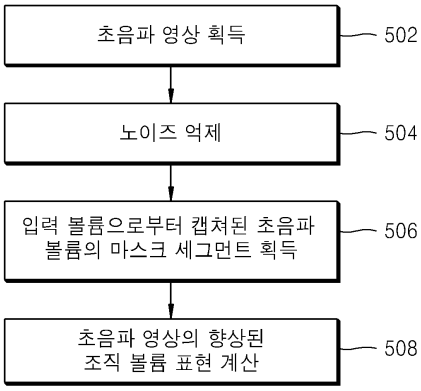
도면3

302
대략적 분할
304
좌심실-좌심방 추출
306
대동맥 추출

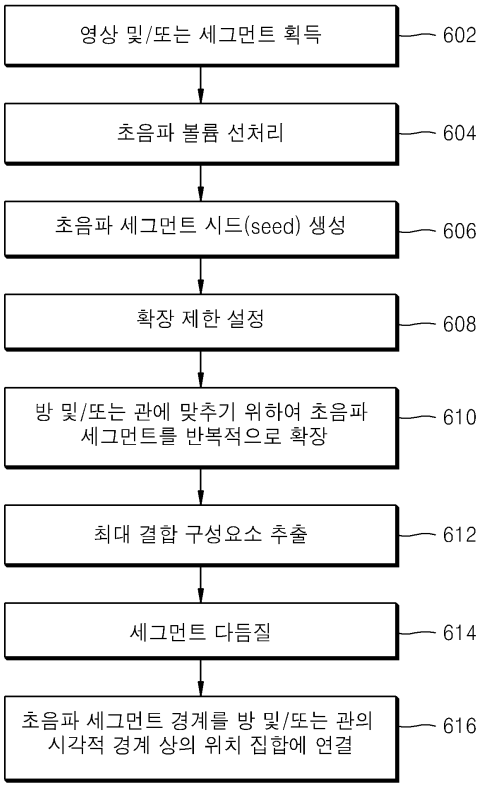
도면4


세그먼트 선처리
402
내부 영역 마스크 계산
404
각 영역의 조직 주변 지역 강도 분석
406
조직 주변 및 내부의 복셀에 분류 등급 할당
408
복셀이 조직의 내부 또는 외부에 존재하는지 여부 결정
410
조직 분할
412
초음파 파라미터에 따라 조직 세그먼트 확대
414
다듬질(smoothing)
416
정합 마스크 계산
418

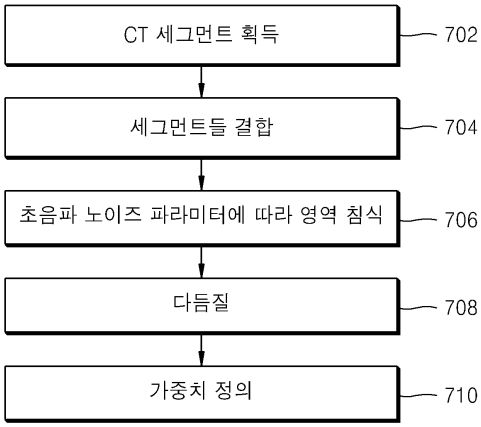
도면5


초음파 영상 획득
502
노이즈 억제
504
입력 볼륨으로부터 캡쳐된 초음파 볼륨의 마스크 세그먼트 획득
506
초음파 영상의 향상된 조직 볼륨 표현 계산
508

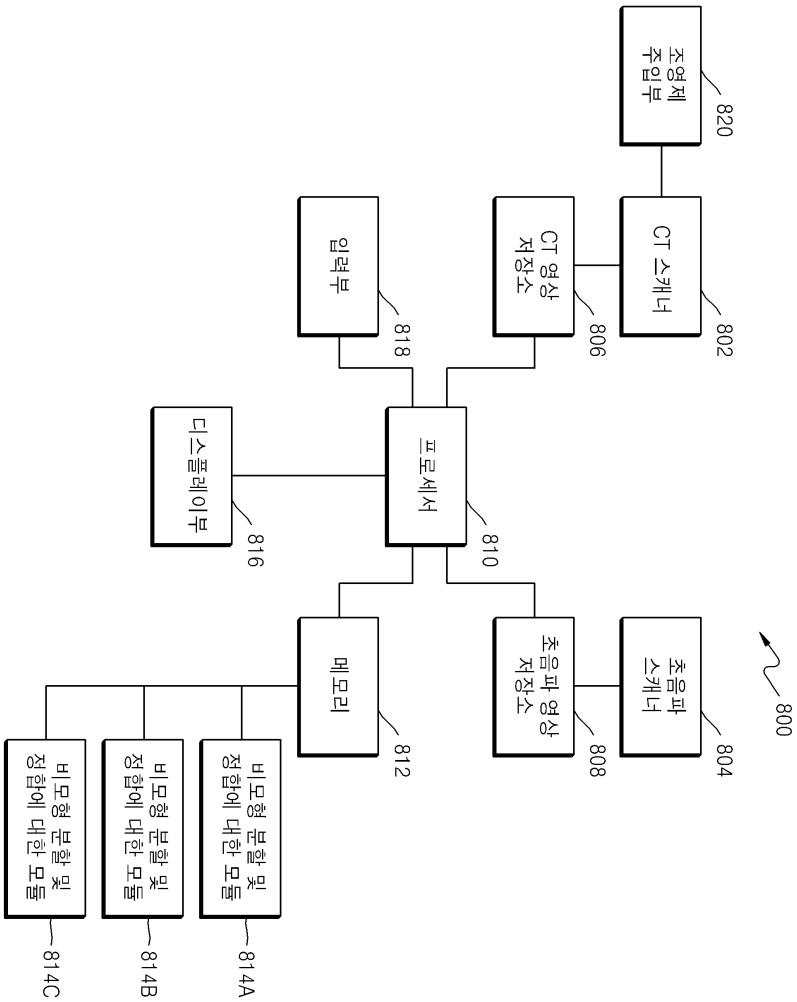
도면6


영상 및/또는 세그먼트 획득
602
초음파 볼륨 선처리
604
초음파 세그먼트 시드(seed) 생성
606
확장 제한 설정
608
방 및/또는 관에 맞추기 위하여 초음파 세그먼트를 반복적으로 확장
610
최대 결합 구성요소 추출
612
세그먼트 다듬질
614
초음파 세그먼트 경계를 방 및/또는 관의 시각적 경계 상의 위치 집합에 연결
616

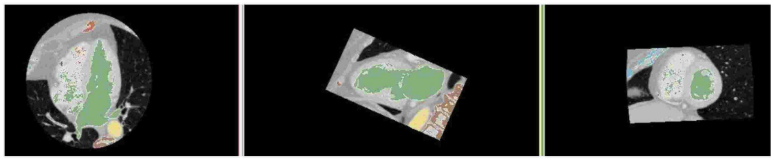
도면7


CT 세그먼트 획득
702
세그먼트들 결합
704
초음파 노이즈 파라미터에 따라 영역 침식
706
다듬질
708
가중치 정의
710

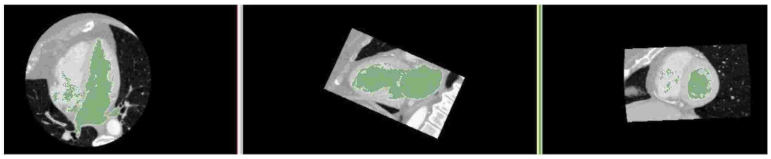
도면8


조영제 주입부
820
CT 스캐너
802
CT 영상 저장소
806
입력부
818
프로세서
810
디스플레이부
816
메모리
812
초음파 영상 저장소
808
초음파 스캐너
804
800
비모형 분할 및 정합에 대한 모듈
814C
비모형 분할 및 정합에 대한 모듈
814B
비모형 분할 및 정합에 대한 모듈
814A

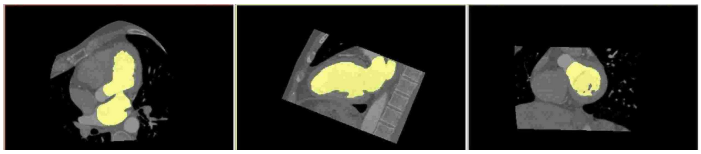
도면9a



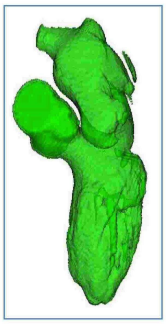
도면9b



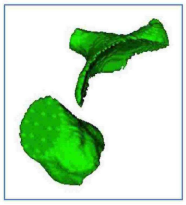
도면10



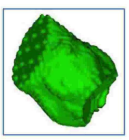
도면11a



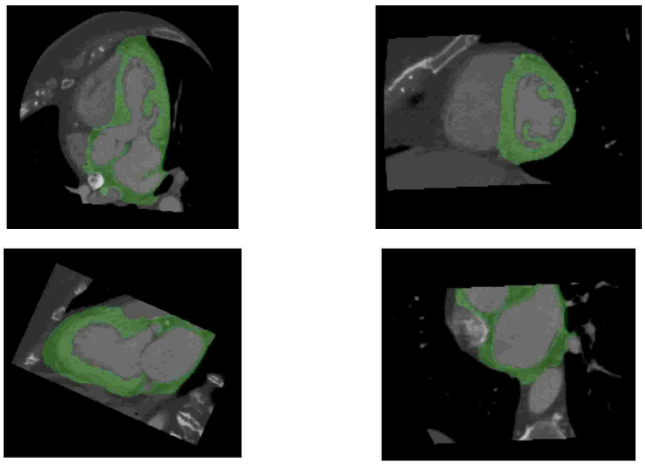
도면11b



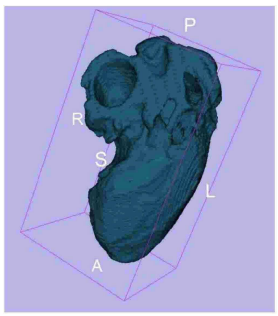
도면11c



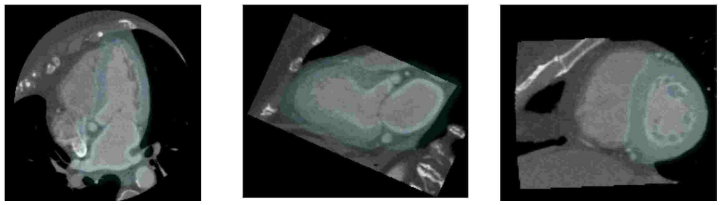
도면12



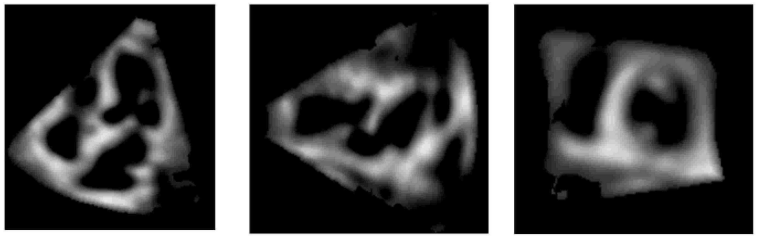
도면13



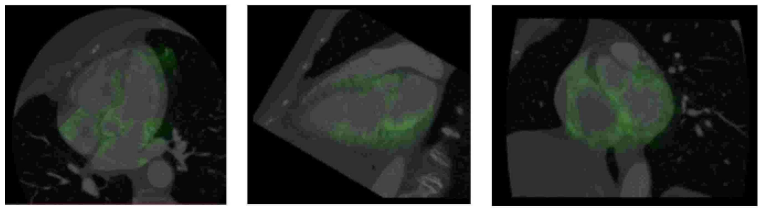
도면14



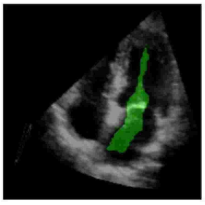
도면15



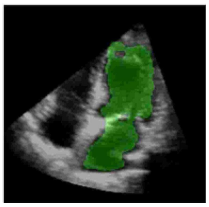
도면16



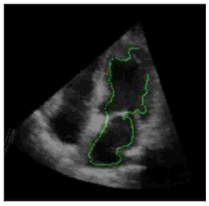
도면17a



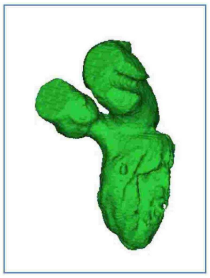
도면17b



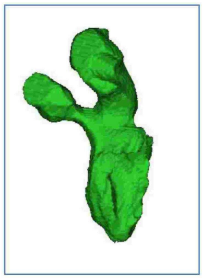
도면17c



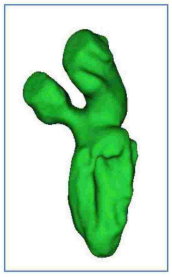
도면18a



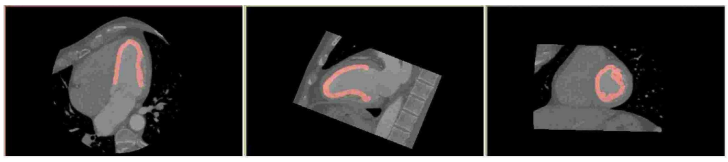
도면18b



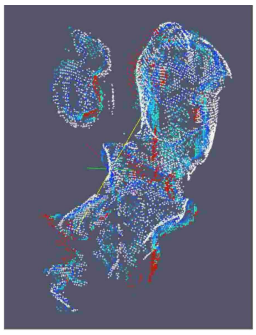
도면18c



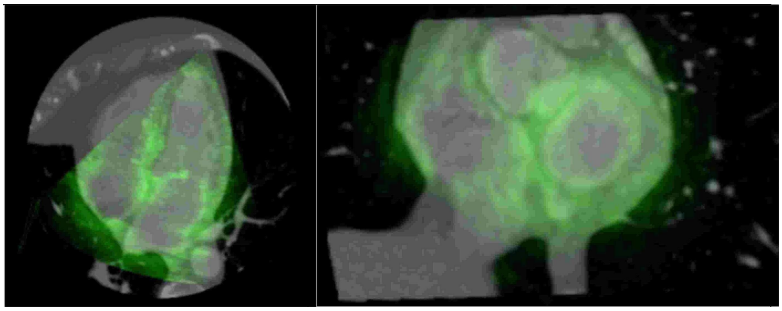
도면19



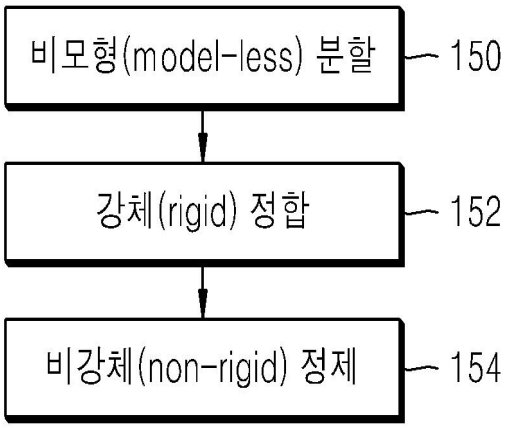
도면20



도면21



专利名称(译)	用于匹配超声和CT图像的系统和方法		
公开(公告)号	KR1020150045885A	公开(公告)日	2015-04-29
申请号	KR1020140127181	申请日	2014-09-23
[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	SHAHAM AMIR 샤함아미르 ITAN ERAN 아이탄에란 YERUSHALMY IDO 예루샬미아이도 BREGMAN AMITAI ORNA 브레그만아미타이오르나		
发明人	샤함,아미르 아이탄,에란 예루샬미,아이도 브레그만 아미타이,오르나		
IPC分类号	A61B8/00 A61B6/03 G06T7/00		
CPC分类号	G06T2207/10081 G06T2207/20212 G06T7/0081 G06T2200/24 G06T7/0026 G06T2207/10132 G06T7/0097 G06T2207/30048 G06T2207/20112 G06T7/344 G06T7/0012 G06T7/11 G06T7/174 G06T7/32 G06T2207/10136 G06T2207/20016 G06T2207/20032 G06T2207/20036 G06T2207/30101		
优先权	14/058417 2013-10-21 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于无模型分割和配准超声（US）的计算机化方法，其具有带有流体填充室的器官的计算机断层扫描（CT）图像，包括：通过处理在至少一个US图像和至少一个CT图像之间进行相关至少一个US图像通过迭代地扩展CT图像片段，使得扩展的CT图像片段与US图像片段的视觉边界相关联;根据估计的US换能器位置和与至少一个US图像相关的估计的US波束方向变换至少一个CT图像，使得CT图像中器官的形状和体积中的至少一个适应于至少一个美国图像的器官的形状和体积，以形成与至少一个US图像相关的CT图像表示。