



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0084945
(43) 공개일자 2017년07월21일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) A61B 5/055 (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/5261 (2013.01)
A61B 5/055 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0004406
(22) 출원일자 2016년01월13일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
삼성메디슨 주식회사
강원도 홍천군 남면 한서로 3366
(72) 발명자
최성진
서울특별시 강남구 테헤란로108길 42 (대치동)
김철안
서울특별시 강남구 테헤란로108길 42 (대치동)
조재문
서울특별시 강남구 테헤란로108길 42 (대치동)
(74) 대리인
리엔목특허법인

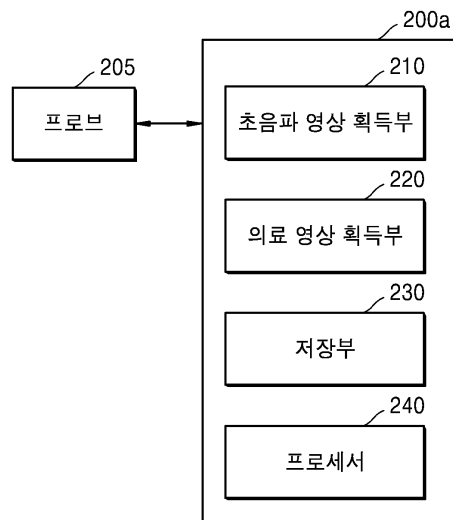
전체 청구항 수 : 총 17 항

(54) 발명의 명칭 영상 정합 방법 및 장치

(57) 요약

대상체 상의 프로브를 이용하여, 초음파 영상과 영상을 주기적으로 획득하는 초음파 영상 획득부; 초음파 영상과는 상이한 모달리티(modality)를 갖는 대상체의 의료 영상을 획득하는 의료 영상 획득부; 기 획득된 초음파 영상과 영상의 각각에 대응되는 프로브의 위치 정보를 저장하는 저장부; 및 의료 영상의 제 1 특징점, 초음파 영상들 중 제 1 초음파 영상의 제 2 특징점, 및 제 1 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보에 기초하여, 초음파 영상 및 의료 영상을 정합하는 프로세서를 포함하는 영상 정합 장치 및 방법을 제공한다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

- A61B 6/03* (2013.01)
 - A61B 8/08* (2013.01)
 - A61B 8/4245* (2013.01)
 - A61B 8/4444* (2013.01)
 - A61B 8/463* (2013.01)
 - A61B 8/467* (2013.01)
-

명세서

청구범위

청구항 1

영상 정합 장치에 있어서,

대상체 상의 프로브를 이용하여, 초음파 영상을 주기적으로 획득하는 초음파 영상 획득부;

상기 초음파 영상과는 상이한 모달리티(modality)를 갖는 상기 대상체의 의료 영상을 획득하는 의료 영상 획득부;

기 획득된 초음파 영상들 및 상기 초음파 영상들 각각에 대응되는 상기 프로브의 위치 정보를 저장하는 저장부; 및

상기 의료 영상의 제 1 특징점, 상기 초음파 영상들 중 제 1 초음파 영상의 제 2 특징점, 및 상기 제 1 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보에 기초하여, 상기 초음파 영상 및 상기 의료 영상을 정합하는 프로세서를 포함하는, 영상 정합 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 의료 영상 및 상기 초음파 영상들을 화면 상에 표시하는 디스플레이부; 및

상기 의료 영상 내의 소정의 단면 영상의 제 1 특징점을 선택하는 입력을 사용자로부터 수신하고, 상기 제 1 초음파 영상의 제 2 특징점을 선택하는 입력을 사용자로부터 수신하는 사용자 입력부를 더 포함하고,

상기 프로세서는,

상기 선택된 제 1 특징점, 상기 선택된 제 2 특징점, 상기 제 1 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보에 기초하여, 상기 초음파 영상 및 상기 의료 영상을 정합하는, 영상 정합 장치.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 초음파 영상들 각각을 획득한 시점에 대한 정보, 및 상기 프로브의 위치 정보를 획득한 시점에 대한 정보에 기초하여, 상기 초음파 영상들 각각에 대응되는 프로브의 위치 정보를 결정하는, 영상 정합 장치.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 프로브로 상기 대상체의 소정 영역을 스캔할 것을 사용자에게 명령하는 명령부를 더 포함하는, 영상 정합 장치.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 저장부는,

복수의 초음파 영상들, 상기 복수의 초음파 영상들 각각에 정합되는 상기 의료 영상 내의 단면 영상들, 및 상기 복수의 초음파 영상들 각각에 대응되는 프로브의 위치 정보를 저장하고,

상기 프로세서는,

상기 단면 영상들 중 제 1 단면 영상의 제 3 특징점, 상기 복수의 초음파 영상들 중 제 2 초음파 영상의 제 4

특징점, 및 상기 제 2 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보에 기초하여, 상기 초음파 영상 및 상기 의료 영상을 재정합하는, 영상 정합 장치.

청구항 6

제 1 항에 있어서,
 상기 프로브의 위치 정보는,
 상기 프로브의 위치, 방향, 기울기, 및 회전 각도 중 적어도 하나에 대한 정보를 포함하는, 영상 정합 장치.

청구항 7

제 1 항에 있어서,
 상기 의료 영상은,
 외부 MRI 장치 또는 외부 CT 장치로부터 획득된 3차원 볼륨 영상인, 영상 정합 장치.

청구항 8

제 1 항에 있어서,
 상기 제 1 특징점 및 상기 제 2 특징점은,
 상기 대상체의 간문맥(portal vein), 혈관의 브랜치(branch) 영역, 및 종양 중 적어도 하나에 해당하는 영역인, 영상 정합 장치.

청구항 9

영상 정합 방법에 있어서,
 대상체 상의 프로브를 이용하여, 초음파 영상을 주기적으로 획득하는 단계;
 상기 초음파 영상과는 상이한 모달리티(modality)를 갖는 상기 대상체의 의료 영상을 획득하는 단계;
 기 획득된 초음파 영상들 및 상기 초음파 영상들 각각에 대응되는 상기 프로브의 위치 정보를 저장하는 단계;
 및
 상기 의료 영상의 제 1 특징점, 상기 초음파 영상들 중 제 1 초음파 영상의 제 2 특징점, 및 상기 제 1 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보에 기초하여, 상기 초음파 영상 및 상기 의료 영상을 정합하는 단계를 포함하는, 영상 정합 방법.

청구항 10

제 9 항에 있어서,
 상기 의료 영상 및 상기 초음파 영상들을 화면 상에 표시하는 단계;를 더 포함하고,
 상기 정합하는 단계는,
 상기 의료 영상 내의 소정의 단면 영상의 제 1 특징점을 선택하는 입력을 사용자로부터 수신하는 단계;
 상기 제 1 초음파 영상의 제 2 특징점을 선택하는 입력을 사용자로부터 수신하는 단계; 및
 상기 선택된 제 1 특징점, 상기 선택된 제 2 특징점, 상기 제 1 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보에 기초하여, 상기 초음파 영상 및 상기 의료 영상을 정합하는 단계를 더 포함하는, 영상 정합 방법.

청구항 11

제 9 항에 있어서,
 상기 초음파 영상들 각각을 획득한 시점에 대한 정보, 및 상기 프로브의 위치 정보를 획득한 시점에 대한 정보에 기초하여, 상기 초음파 영상들 각각에 대응되는 프로브의 위치 정보를 결정하는 단계를 더 포함하는, 영상 정합 방법.

청구항 12

제 9 항에 있어서,

상기 프로브로 상기 대상체의 소정 영역을 스캔할 것을 사용자에게 명령하는 단계를 더 포함하는, 영상 정합 방법.

청구항 13

제 9 항에 있어서,

복수의 초음파 영상들, 상기 복수의 초음파 영상들 각각에 정합되는 상기 의료 영상 내의 단면 영상들, 및 상기 복수의 초음파 영상들 각각에 대응되는 프로브의 위치 정보를 저장하는 단계; 및

상기 단면 영상들 중 제 1 단면 영상의 제 3 특징점, 상기 복수의 초음파 영상들 중 제 2 초음파 영상의 제 4 특징점, 및 상기 제 2 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보에 기초하여, 상기 초음파 영상 및 상기 의료 영상을 재정합하는 단계;를 더 포함하는, 영상 정합 방법.

청구항 14

제 9 항에 있어서,

상기 프로브의 위치 정보는,

상기 프로브의 위치, 방향, 기울기, 및 회전 각도 중 적어도 하나에 대한 정보를 포함하는, 영상 정합 방법.

청구항 15

제 9 항에 있어서,

상기 의료 영상은,

외부 MRI 장치 또는 외부 CT 장치로부터 획득된 3차원 볼륨 영상인, 영상 정합 방법.

청구항 16

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 특징점 및 상기 제 2 특징점은,

상기 대상체의 간문맥(portal vein), 혈관의 브랜치(branch) 영역, 및 중앙 중 적어도 하나에 해당하는 영역인, 영상 정합 방법.

청구항 17

제 9 항 내지 제 16 항 중에 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 개시는 영상 정합 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 영상 정합 (image registration) 은 서로 다른 영상을 변형하여 하나의 좌표계에 나타내는 처리 기법이다. 영상 정합은 둘 이상의 영상들을 한 장의 합성된 영상으로 재구성하는 것을 의미할 수 있다. 사용자는 영상 정합 기술을 이용하여, 서로 다른 영상들이 어떻게 대응되는지를 알 수 있다.

[0003] 의료 영상을 이용한 진단 분야에서, 환부의 영상을 시간에 따라 비교하거나, 정상인 조직의 영상과 비교하기 위해서, 영상 정합 기술이 널리 이용된다. 또한, 서로 다른 영상 획득 방식들 간의 장점 또는 단점이 보완된 영상을 진단에 이용하기 위해서, 획득된 영상들을 같은 공간에 나타내어 비교하여 볼 수 있게 하는 영상 정합 기술

이 이용된다.

[0004] 또한, 사용자가 질병에 대한 정확한 진단을 내리기 위해서, 정확하게 정합된 영상을 빠르게 제공할 수 있는 영상 정합 방법 및 장치가 요구된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 본 실시예들에 따르면, 서로 다른 모달리티(modality)를 갖는 영상들 간의 정합 방법 및 장치를 제공한다.

과제의 해결 수단

[0006] 제 1 측면에 따른 영상 정합 장치는, 대상체 상의 프로브를 이용하여, 초음파 영상을 주기적으로 획득하는 초음파 영상 획득부; 초음파 영상과는 상이한 모달리티(modality)를 갖는 대상체의 의료 영상을 획득하는 의료 영상 획득부; 기 획득된 초음파 영상들 및 초음파 영상들 각각에 대응되는 프로브의 위치 정보를 저장하는 저장부; 및 의료 영상의 제 1 특징점, 초음파 영상들 중 제 1 초음파 영상의 제 2 특징점, 및 제 1 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보에 기초하여, 초음파 영상 및 의료 영상을 정합하는 프로세서를 포함할 수 있다.

[0007] 또한, 영상 정합 장치는, 의료 영상 및 초음파 영상들을 화면 상에 표시하는 디스플레이부; 및 의료 영상 내의 소정의 단면 영상의 제 1 특징점을 선택하는 입력을 사용자로부터 수신하고, 제 1 초음파 영상의 제 2 특징점을 선택하는 입력을 사용자로부터 수신하는 사용자 입력부를 더 포함할 수 있고, 프로세서는, 선택된 제 1 특징점, 선택된 제 2 특징점, 제 1 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보에 기초하여, 초음파 영상 및 의료 영상을 정합할 수 있다.

[0008] 또한, 프로세서는, 초음파 영상들 각각을 획득한 시점에 대한 정보, 및 프로브의 위치 정보를 획득한 시점에 대한 정보에 기초하여, 초음파 영상들 각각에 대응되는 프로브의 위치 정보를 결정할 수 있다.

[0009] 또한, 영상 정합 장치는 프로브로 대상체의 소정 영역을 스캔할 것을 사용자에게 명령하는 명령부를 더 포함할 수 있다.

[0010] 또한, 저장부는, 복수의 초음파 영상들, 복수의 초음파 영상들 각각에 정합되는 의료 영상 내의 단면 영상들, 및 복수의 초음파 영상들 각각에 대응되는 프로브의 위치 정보를 저장할 수 있고, 프로세서는, 단면 영상들 중 제 1 단면 영상의 제 3 특징점, 복수의 초음파 영상들 중 제 2 초음파 영상의 제 4 특징점, 및 제 2 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보에 기초하여, 초음파 영상 및 의료 영상을 재정합할 수 있다.

[0011] 또한, 프로브의 위치 정보는, 프로브의 위치, 방향, 기울기, 및 회전 각도 중 적어도 하나에 대한 정보를 포함할 수 있다.

[0012] 또한, 의료 영상은, 외부 MRI 장치 또는 외부 CT 장치로부터 획득된 3차원 볼륨 영상일 수 있다.

[0013] 또한, 제 1 특징점 및 제 2 특징점은, 대상체의 간문맥(portal vein), 혈관의 브랜치(branch) 영역, 및 종양 중 적어도 하나에 해당하는 영역일 수 있다.

[0014] 제 2 측면에 따른 영상 정합 방법은, 대상체 상의 프로브를 이용하여, 초음파 영상을 주기적으로 획득하는 단계; 초음파 영상과는 상이한 모달리티(modality)를 갖는 대상체의 의료 영상을 획득하는 단계; 기 획득된 초음파 영상들 및 초음파 영상들 각각에 대응되는 프로브의 위치 정보를 저장하는 단계; 및 의료 영상의 제 1 특징점, 초음파 영상들 중 제 1 초음파 영상의 제 2 특징점, 및 제 1 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보에 기초하여, 초음파 영상 및 의료 영상을 정합하는 단계를 포함할 수 있다.

[0015] 제 3 측면에 따라, 전술한 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체가 제공된다.

도면의 간단한 설명

[0016] 도 1은 일 실시예에 따른 영상 정합 장치를 포함하는 영상 정합 시스템을 설명하기 위한 블록도이다.

도 2는 일 실시예에 따른 영상 정합 장치를 나타낸다.

도 3은 영상 정합 장치가 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보를 결정하는 실시예를 나타낸다.

도 4은 일 실시예에 따른 영상 정합 장치를 나타낸다.

도 5는 프로세서가 저장된 초음파 영상들 및 프로브의 위치 정보에 기초하여, 초음파 영상과 의료 영상을 정합하는 실시예를 나타낸다.

도 6은 프로세서가 초음파 영상 및 의료 영상을 재정합하는 실시예를 나타낸다.

도 7은 영상 정합 방법의 일 실시예를 나타낸다.

도 8은 영상 정합 방법의 다른 실시예를 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0017] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본 발명의 실시예를 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.
- [0018] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 "연결"되어 있다고 할 때, 이는 "직접적으로 연결"되어 있는 경우뿐 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 "전기적으로 연결"되어 있는 경우도 포함한다. 또한 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.
- [0019] 명세서 전체에서 "대상체"란, 영상이 나타내고자 하는 생물 또는 무생물일 수 있다. 또한, 대상체는 신체의 전부 또는 일부를 의미할 수 있고, 대상체에는 간이나, 심장, 자궁, 뇌, 유방, 복부 등의 장기나, 태아 등이 포함될 수 있으며, 신체의 어느 한 단면이 포함될 수 있다.
- [0020] 명세서 전체에서 "사용자"란, 의료 전문가로서 의사, 간호사, 임상병리사, 소노그래퍼(sonographer), 의료 영상 전문가 등이 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다. 또한, 명세서 전체에서 "영상"이란, 초음파 영상, MR(magnetic resonance) 영상, CT(computerized tomography) 영상, PET(Positron Emission Tomography) 영상 등을 포함할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0021] 명세서 전체에서 "영상 데이터"란, 의료 영상을 획득할 수 있는 데이터 세트를 의미하고, 영상 데이터는 볼륨 데이터, 및 2D 영상 데이터를 포함할 수 있다.
- [0022] "볼륨 데이터"란, 복셀(voxel)을 기본 단위로 하는 데이터 세트를 의미하고, 대상체에 대한 해부학적 형태와 함께 공간 정보를 포함하는 영상 데이터 세트를 의미할 수 있다. 여기서 복셀이란, 2 차원 단면의 한 점을 정의하는 기본 단위인 픽셀(Pixel) 과 같이 3 차원 공간을 정의하는 기본 단위를 의미한다. 복셀은, 좌표 값, 컬러 값 및 밀도 값(density value) 중 적어도 하나를 가질 수 있다.
- [0023] 이하 첨부된 도면을 참고하여 본 발명을 상세히 설명하기로 한다.
- [0024] 도 1 은 일 실시예에 따른 영상 정합 장치를 포함하는 영상 정합 시스템을 설명하기 위한 블록도이다.
- [0025] 영상 정합 시스템(10)은 일 실시예에 따라 영상 획득 장치(100) 및 영상 정합 장치(200)를 포함할 수 있다.
- [0026] 영상 획득 장치 (100) 는, 대상체에 관한 의료 영상을 획득하는 장치일 수 있다. 예를 들어, 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 획득 장치 (100) 는, 컴퓨터 단층 촬영 장치 (이하 'CT 장치'), 자기 공명 영상 장치 (이하 'MRI 장치'), 혈관 조영 검사 (Angiography) 장치, 초음파 장치 등이 있을 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0027] CT 장치는 대상체에 대하여 단면 영상을 제공할 수 있으므로, 일반적인 X-ray 촬영 기기에 비하여 대상체의 내부 구조(예컨대, 신장, 폐 등의 장기 등)를 겹치지 않게 표현할 수 있다는 장점이 있다. CT 장치는, 예를 들어, 2mm 두께 이하의 영상을 초당 수십, 수백 장씩 획득하여 가공함으로써 대상체에 대하여 비교적 정확한 단면 영상을 제공할 수 있다.
- [0028] MRI 장치는 특정 세기의 자기장에서 발생하는 RF(Radio Frequency) 신호에 대한 MR(Magnetic Resonance) 신호의 세기를 명암 대비로 표현하여 대상체의 단층 부위에 대한 이미지를 획득하는 기기이다. 예를 들어, 대상체를 강력한 자기장 속에 놓은 후 특성의 원자핵(예컨대, 수소 원자핵 등)만을 공명시키는 RF 신호를 대상체에 순간적으로 조사했다가 중단하면 상기 특성의 원자핵에서 MR 신호가 방출되는데, MRI 장치는 이 MR 신호를 수신하여

MR 영상을 획득할 수 있다. MR 신호는 대상체로부터 방사되는 RF 신호를 의미한다. MR 신호의 크기는 대상체에 포함된 소정의 원자(예컨대, 수소 등)의 농도, 이완시간 T1, 이완시간 T2 및 혈류 등의 흐름에 의해 결정될 수 있다.

- [0029] 초음파 장치는, 프로브를 이용하여 체내의 소정 부위를 향하여 초음파 신호를 전달하고, 체내의 조직에서 반사된 초음파 신호의 정보를 이용하여 연부조직의 단층이나 혈류에 관한 이미지를 얻는 것이다.
- [0030] 일 실시예에 따른 영상 획득 장치 (100) 는, 복수의 영상 획득 장치를 포함할 수 있다. 예를 들어, 영상 획득 장치 (100) 는, 제 1 영상 획득 장치 (100-1), 제 2 영상 획득 장치 (100-2), 제 N 영상 획득 장치 (100-N) 등을 포함할 수 있다.
- [0031] 이때, 제 1 영상 획득 장치 (100-1), 및 제 2 영상 획득 장치 (100-2) 는, 서로 다른 영상 획득 방식을 이용하는 상이한 종류의 영상 획득 장치일 수도 있고, 동일한 영상 획득 방식을 이용하는 동종의 영상 획득 장치일 수도 있다.
- [0032] 일 실시예에 따른 영상 획득 장치(100)는, 대상체에 관한 영상을 획득할 수 있다. 예를 들어, 제 1 영상 획득 장치 (100-1) 는 제 1 영상 획득 방식을 이용하여 제 1 영상을 획득할 수 있고, 제 2 영상 획득 장치 (100-2) 는 제 2 영상 획득 방식을 이용하여 제 2 영상을 획득할 수 있다. 이때, 제 1 영상 획득 방식 또는 제 2 영상 획득 방식은, 초음파 영상 획득 방식, MR 영상 획득 방식, CT 영상 획득 방식, PET 영상 획득 방식, X 선 영상 획득 방식, 광학 영상 (optical image) 획득 방식 또는 그들을 조합한 방식을 포함할 수 있다.
- [0033] 영상 정합 장치 (200)는, 영상 획득 장치 (100)로부터 영상들을 수신하고, 수신된 영상들을 정합할 수 있다. 일 실시예에 따라, 영상 정합 장치 (200) 는 영상들의 좌표 정보를 고려하여 영상 정합을 수행할 수 있다. 예를 들어, 영상 정합 장치 (200) 는, 영상들이 형성된 좌표계들이 서로 대응되도록 영상 데이터들을 정렬할 수 있다.
- [0034] 일 실시예에 따른 영상 정합 장치 (200) 는, 영상 획득 장치 (100) 중 적어도 하나 (예컨대, 제 1 영상 획득 장치(100-1)) 를 포함할 수도 있다. 이 경우, 영상 정합 장치 (200) 가 직접 대상체에 관한 영상을 획득할 수 있다. 예를 들어, 영상 정합 장치 (200)가 초음파 장치를 포함하는 경우, 영상 정합 장치 (200) 는, 대상체에 관한 초음파 영상을 직접 획득할 수 있다. 그리고 영상 정합 장치 (200) 는 직접 획득한 초음파 영상과, 외부로부터 수신되거나 미리 저장된 CT 영상 또는 MR 영상의 정합을 수행할 수 있다.
- [0035] 도 2는 일 실시예에 따른 영상 정합 장치(200a)를 나타낸다.
- [0036] 영상 정합 장치(200a)는 초음파 영상 획득부(210), 의료 영상 획득부(220), 저장부(230) 및 프로세서(240)를 포함할 수 있다. 도 2에 도시된 영상 정합 장치(200a)는 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 2에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0037] 일 실시예에 따른 영상 정합 장치 (200a) 는 다양한 형태로 구현이 가능하다. 예를 들어, 본 명세서에서 기술되는 영상 정합 장치 (200a) 는 고정식 단말뿐만 아니라 이동식 단말 형태로도 구현될 수 있다. 이동식 단말의 일례로 랩탑 컴퓨터, PDA, 태블릿 PC 등이 있을 수 있다.
- [0038] 초음파 영상 획득부(210)는 일 실시예에 따라, 대상체 상의 프로브(205)를 이용하여, 대상체에 대한 초음파 영상을 주기적으로 획득할 수 있다. 일 실시예에 따라, 초음파 영상 획득부(210)는 프로브(205)를 포함하는 초음파 장치가 될 수 있는 바, 프로브(205)를 통해 대상체로 초음파 신호를 송수신하여, 대상체의 초음파 영상을 실시간 적으로 획득할 수 있다. 또한, 다른 실시예에 따라, 초음파 영상 획득부(210)는 프로브(205)를 포함하는 외부 초음파 장치로부터, 대상체의 초음파 영상을 주기적으로 획득할 수 있다. 또한, 일 실시예에 따라, 초음파 영상 획득부(210)는 초음파 영상에 대응되는 프로브(205)의 위치 정보를 획득할 수 있다.
- [0039] 의료 영상 획득부(220)는 일 실시예에 따라, 초음파 영상과는 상이한 모달리티(modality)를 갖는 대상체의 의료 영상을 획득할 수 있다. 일 실시예에 따라, 의료 영상은 대상체의 3차원 볼륨 이미지가 될 수 있다. 예를 들어, 초음파 영상과는 상이한 모달리티(modality)를 갖는 대상체의 의료 영상은 대상체의 CT 영상 또는 MR 영상이 될 수 있다. 일 실시예에 따라, 의료 영상 획득부(220)는 대상체의 의료 영상을 외부 CT 영상 장치 또는 MR 영상 장치로부터 획득할 수 있거나, 기 저장된 대상체의 의료 영상을 외부 저장 매체로부터 획득할 수 있다. 또한, 의료 영상 획득부(220)는 PACS(Picture Archiving and Communication System)을 이용하여 네트워크를 통해 서버에 저장된 CT 영상 또는 MR 영상 등을 획득할 수 있다.
- [0040] 저장부(230)는 일 실시예에 따라, 초음파 영상 획득부(210)에 의해 기 획득된 초음파 영상들, 및 초음파 영상들

각각에 대응되는 프로브(205)의 위치 정보를 저장할 수 있다. 또한, 저장부(230)는 기 획득된 초음파 영상들과, 초음파 영상들 각각을 획득하기 위한 프로브(205)의 위치 정보를 서로 대응되게 저장할 수 있다. 예를 들어, 저장부(230)는 초음파 영상들 중 제 1 초음파 영상과 제 1 초음파 영상에 대응되는 프로브(205)의 위치 정보를 서로 대응되게 저장할 수 있다. 일 실시예에 따라, 프로브(205)의 위치 정보는, 프로브(205)의 위치, 방향, 기울기, 및 회전 각도 중 적어도 하나에 대한 정보를 포함할 수 있다. 일 실시예에 따라, 프로브(205)의 위치 정보는, 프로브(205)의 위치를 추적하는 장치(미도시)에 의해 획득될 수 있다.

[0041] 저장부(230)는 플래시 메모리 타입(Flash memory type), 하드디스크 타입(Hard disk type), 멀티미디어 카드 마이크로 타입(Multimedia card micro type), 카드 타입의 메모리(예를 들어 SD 또는 XD 메모리 등), 램(RAM, Random Access Memory) SRAM(Static Random Access Memory), 롬(ROM, Read-Only Memory), EEPROM(Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory), PROM(Programmable Read-Only Memory) 자기 메모리, 자기 디스크, 광디스크 중 적어도 하나의 타입의 저장매체를 포함할 수 있다. 또한, 영상 정합 장치(200a)는 인터넷(Internet)상에서 저장부(230)의 저장 기능을 수행하는 웹 스토리지(Web storage) 또는 클라우드 서버를 운영할 수도 있다.

[0042] 프로세서(240)는 일 실시예에 따라, 의료 영상의 제 1 특징점, 기 저장된 초음파 영상들 중 제 1 초음파 영상의 제 2 특징점, 및 제 1 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보에 기초하여, 초음파 영상과 의료 영상을 정합할 수 있다. 일 실시예에 따라, 의료 영상의 제 1 특징점, 제 1 초음파 영상, 및 제 1 초음파 영상의 제 2 특징점에 대한 정보는 사용자로부터 입력 받을 수 있다.

[0043] 특징점은, 대상체에 포함되는 소정 부분을 다른 부분과 구분하는 기준이 되는 소정의 점, 선, 영역 또는 볼륨을 포함할 수 있다. 예를 들어, 특징점은 간(Liver)의 간정맥(Hepatic vein), 간문맥(Portal vein), 하대정맥(Inferior vena cava), 또는 간의 외곽선이 될 수 있으며, 신장(Kidney)의 혈관의 브랜치(Branch) 영역, 유방의 유선이 갈라지는 영역, 니플(Nipple), 갑상선(Thyroid)의 경동맥, 근골격계의 근육 또는 건, 또는 종양 등이 될 수 있다. 따라서, 일 실시예에 따라, 영상 정합 장치(200a)는 간에 대한 볼륨 데이터 내에서 하대정맥 및 간문맥에 해당하는 영역을 특징점으로서 선택할 수 있다. 또한, 특징점은, 영상 데이터들 간의 정합의 기준이 될 수 있다. 예를 들어, 특징점은, 해부학적 특징이 될 수 있는 영역 또는 타겟 종양에 대응되는 영역을 포함할 수 있다.

[0044] 보다 구체적으로, 프로세서(240)는 의료 영상 내의 소정의 단면의 제 1 특징점, 초음파 영상들 중 제 1 초음파 영상의 제 2 특징점, 및 제 1 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보에 기초하여, 초음파 영상의 좌표계와 의료 영상의 좌표계를 대응시키는 변환 행렬을 획득할 수 있고, 획득된 변환 행렬에 기초하여, 주기적으로 획득되는 초음파 영상과 의료 영상을 정합할 수 있다. 일 실시예에 따라, 초음파 영상 및 의료 영상은 DICOM(Digital Imaging and Communication in Medicine)에 따른 좌표계를 사용할 수 있다.

[0045] 일 실시예에 따라, 프로세서(240)는 기준 좌표계를 설정하여 초음파 영상의 좌표계를 기준 좌표계로 변환할 수 있다. 예를 들어 기준 좌표계란, 프로브(25)를 추적하기 위해 전자기파를 생성하는 트래커(Tracker)(미도시)의 위치를 원점으로 하여 설정되는 좌표계를 의미할 수 있다. 따라서, 프로세서(240)는 트래커(미도시)에 의해 추적되는 프로브(205)의 위치 정보를 기준 좌표계 상에서 획득할 수 있다. 또한, 프로세서(240)는 관상(Coronal), 시상(Sagittal), 및 축상(Axial)의 방향으로 형성될 수 있는 DICOM 좌표계 상에서 의료 영상 내의 단면 영상을 나타낼 수 있다. 또한, 프로세서(240)는 기준 좌표계를 DICOM 좌표계로 변환하기 위한 회전 변환 행렬을 획득할 수 있다.

[0046] 이어서, 프로세서(240)는 의료 영상의 제 1 특징점의 좌표를 DICOM 좌표계 상의 좌표로 변환할 수 있다. 또한, 프로세서(240)는 프로브(205)의 위치 정보를 이용하여, 초음파 영상들 중 제 1 초음파 영상의 제 2 특징점의 좌표를 기준 좌표계 상의 좌표로 변환할 수 있다. 이어서, 프로세서(240)는 기준 좌표계를 DICOM 좌표계로 변환하기 위한 이동 변환 행렬을 획득할 수 있다. 이동 변환 행렬을 획득하기 위해, 프로세서(240)는 DICOM 좌표계 상의 제 1 특징점 좌표와 기준 좌표계 상의 제 2 특징점 좌표 차이를 연산할 수 있다. 따라서, 프로세서(240)는 의료 영상 내의 소정의 단면의 제 1 특징점, 초음파 영상들 중 제 1 초음파 영상의 제 2 특징점, 및 제 1 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보에 기초하여, 변환 행렬을 획득할 수 있고, 획득된 변환 행렬에 기초하여, 주기적으로 획득되는 초음파 영상에 의료 영상을 실시간으로 정합할 수 있다.

[0047] 따라서, 사용자가 프로브(205)를 이용하여 획득한 초음파 영상과 초음파 영상과는 상이한 모달리티를 갖는 의료 영상을 정합하고자 하는 경우, 저장부(230)에 기 저장된 초음파 영상들 중에서 사용자가 원하는 특징점을 검색할 수 있으므로, 사용자는 보다 용이하게 특징점을 선택할 수 있다. 뿐만 아니라, 사용자가 저장부(230)에 저장

된 초음파 영상 내의 특징점을 선택할 때, 저장부(230)에는 초음파 영상의 위치 정보 또한 저장되어 있기 때문에, 사용자는 원하는 특징점을 자유롭게 선택할 수 있다.

[0048] 또한, 일 실시예에 따라, 프로세서(240)는 정합된 초음파 영상 및 의료 영상에 기초하여, 재정합을 수행할 수 있다. 예를 들어, 호흡과 같은 대상체의 움직임에 의해 좌표계가 달라지거나, 복수의 특징점에 대한 선택의 오차가 존재하는 경우에 부정확한 정합이 이루어질 수 있다. 또한, 대상체가 간과 같은 대형 장기인 경우에는 한번의 초음파 스캔으로 대상체 전체에 대한 초음파 영상을 획득하기가 어렵기 때문에, 특징점 선택에서의 해부학적 위치 오차가 발생할 수 있고, 그 결과 정합 오차가 유발될 수 있다. 따라서, 초음파 영상과 의료 영상 간의 정합 오차가 발생할 수 있으므로, 프로세서(240)는 재정합을 수행할 수 있다. 또한, 프로세서(240)는 비교적 정확하게 특징점을 선택할 수 있는 혈관과 같은 장기에 대하여 초기 정합을 수행하고, 주변 대상체에 대하여 다른 특징점을 선택하여 재정합을 수행할 수 있다. 이하에서는, 재정합을 수행하는 프로세서(240)에 대해 설명한다.

[0049] 프로세서(240)는 복수의 초음파 영상들 및 복수의 초음파 영상들 각각에 정합되는 의료 영상 내의 단면 영상들을 주기적으로 획득할 수 있다.

[0050] 저장부(230)는 복수의 초음파 영상들, 복수의 초음파 영상들 각각에 정합되는 의료 영상 내의 단면 영상들, 복수의 초음파 영상들 각각에 대응되는 프로브의 위치 정보를 저장할 수 있다. 즉, 저장부(230)는 주기적으로 획득되는 복수의 정합된 초음파 영상들 및 단면 영상들과, 복수의 정합된 초음파 영상들 및 단면 영상들 각각을 획득하기 위한 프로브(205)의 위치 정보를 서로 대응되게 저장할 수 있다.

[0051] 이어서, 프로세서(240)는 저장부(230)에 저장된 의료 영상의 단면 영상들 중 제 1 단면 영상의 제 3 특징점, 복수의 초음파 영상들 중 제 2 초음파 영상의 제 4 특징점, 및 제 2 초음파 영상에 대응되는 프로브(205)의 위치 정보에 기초하여, 초음파 영상 및 의료 영상을 재정합할 수 있다. 즉, 프로세서(240)는 제 3 특징점 및 제 4 특징점이 재선택되면, 변환 함수를 재설정할 수 있고, 재설정된 변환 함수에 따라 초음파 영상 및 의료 영상을 재정합할 수 있다. 일 실시예에 따라, 제 1 단면 영상의 제 3 특징점, 제 2 초음파 영상, 및 제 2 초음파 영상의 제 4 특징점은 사용자로부터 선택 받을 수 있다. 보다 구체적인 실시예는, 이하 도 6에서 살펴보기로 한다.

[0052] 또한, 프로세서(240)는 일 실시예에 따라, 초음파 영상들을 획득한 시점에 대한 정보, 및 프로브(205)의 위치 정보를 획득한 시점에 대한 정보를 획득할 수 있다. 또한, 저장부(230)는 초음파 영상들을 획득한 시점에 대한 정보, 및 프로브(205)의 위치 정보를 획득한 시점에 대한 정보를 저장할 수 있다.

[0053] 이어서, 프로세서(240)는 초음파 영상들을 획득한 시점에 대한 정보, 및 프로브(205)의 위치 정보를 획득한 시점에 대한 정보를 이용하여, 초음파 영상들 각각에 보다 정확하게 대응되는 프로브(205)의 위치 정보를 결정할 수 있다. 보다 구체적인 실시예는 이하 도 3에서 살펴보기로 한다.

[0054] 도 3은 영상 정합 장치가 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보를 결정하는 실시예를 나타낸다.

[0055] 일 실시예에 따라, 프로세서(240)는 초음파 영상들을 각각 획득한 시점 $T_{I,1}$, $T_{I,2}$, $T_{I,3}$ 에 대한 정보를 획득할 수 있다. 또한, 프로세서(240)는 프로브의 위치 정보를 획득한 시점 $T_{T,1}$, $T_{T,2}$, $T_{T,3}$, $T_{T,4}$, $T_{T,5}$, $T_{T,6}$, $T_{T,7}$ 에 대한 정보를 획득할 수 있다. 이하에서는 설명의 편의상, 시점 $T_{T,1}$ 에서 획득된 프로브의 위치 정보를 $T_{\text{probetotracker}}(T_{T,1})$ 로 설명하기로 한다.

[0056] 도 3에 도시되어 있듯이, 시점 $T_{I,1}$ 및 $T_{T,1}$ 이 서로 동일한 시점이기 때문에, 프로세서(240)는 시점 $T_{I,1}$ 에서 획득된 초음파 영상과 대응되는 프로브의 위치 정보를 $T_{\text{probetotracker}}(T_{T,1})$ 로 결정할 수 있다. 다만, 시점 $T_{I,2}$ 에서 획득된 초음파 영상은 존재하지만 시점 $T_{I,2}$ 에서 획득된 프로브의 위치 정보는 존재하지 않기 때문에, 프로세서(240)는 $T_{\text{probetotracker}}(T_{T,3})$ 및 $T_{\text{probetotracker}}(T_{T,4})$ 에 기초하여, 시점 $T_{I,2}$ 에 획득된 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보를 결정할 수 있다. 일 실시예에 따라, 프로세서는 $T_{\text{probetotracker}}(T_{T,3})$ 과 $T_{\text{probetotracker}}(T_{T,4})$ 에 대한 보간(interpolation)을 수행하여, 시점 $T_{I,2}$ 에 획득된 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보를 결정할 수 있다.

[0057] 도 4은 일 실시예에 따른 영상 정합 장치(200b)를 나타낸다.

[0058] 영상 정합 장치(200b)는 초음파 영상 획득부(410), 의료 영상 획득부(420), 저장부(430), 프로세서(440), 프로브 위치 센싱부(450), 사용자 입력부(460), 디스플레이부(470), 및 명령부(480)를 포함할 수 있다. 도 4에 도시된 영상 정합 장치(200b)는 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 4에 도시된 구성요

소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

- [0059] 도 4의 초음파 영상 획득부(410), 의료 영상 획득부(420), 저장부(430) 및 프로세서(440)은 도 2의 초음파 영상 획득부(210), 의료 영상 획득부(220), 저장부(230) 및 프로세서(240)와 대응될 수 있는 바, 중복되는 내용에 대해서는 설명을 생략한다.
- [0060] 프로브 위치 센싱부(450)는, 프로브(405)의 위치 정보를 검출할 수 있다. 프로브(405)의 위치 정보는 프로브(405)의 공간 상의 위치, 방향, 기울기, 및 회전 각도 중 적어도 하나에 대한 정보를 포함할 수 있다. 일 실시예에 따라, 프로브 위치 센싱부(450)는 프로브(405) 내부에 포함되거나 프로브(405)에 부착되는 센서, 예를 들어, 기울기 센서 등을 포함할 수 있다.
- [0061] 또한, 프로브 위치 센싱부(450)는, 영상 정합 장치(200b)의 외부에 위치할 수 있다. 영상 정합 장치(200b)의 외부에 위치하는 프로브 위치 센싱부(450)는, 대상체에 대한 영상 촬영이 수행되는 쉴드 룸(shielded room) 내에 위치할 수 있다. 프로브 위치 센싱부(450)가 프로브의 위치를 검출하는 방법은 전자기장을 이용하는 방법, 레이저 등을 이용하는 방법, 깊이 카메라(depth camera)를 이용하는 방법, 가속도 센서 또는 중력 센서 등의 조합을 이용하는 방법 등이 될 수 있다.
- [0062] 사용자 입력부(460)는 의료 영상 획득부(420)에 의해 획득된 의료 영상의 제 1 특징점을 선택하는 입력을 사용자로부터 수신할 수 있다. 즉, 사용자는 사용자 입력부(460)를 통해 의료 영상을 탐색하여 의료 영상 내의 단면 영상의 제 1 특징점을 선택할 수 있다. 또한, 사용자 입력부(460)는 저장부(430)에 저장된 초음파 영상들 중 제 1 초음파 영상의 제 2 특징점을 선택하는 입력을 사용자로부터 수신할 수 있다. 즉, 사용자는 사용자 입력부(460)를 통해 저장부(430)에 저장된 초음파 영상들 중 제 1 초음파 영상을 선택할 수 있고, 제 1 초음파 영상의 제 2 특징점을 선택할 수 있다.
- [0063] 사용자 입력부(460)에는 키 패드(key pad), 돔 스위치(dome switch), 터치 패드(접촉식 정전 용량 방식, 압력식 저항막 방식, 적외선 감지 방식, 표면 초음파 전도 방식, 적분식 장력 측정 방식, 피에조 효과 방식 등), 조그 휠, 조그 스위치 등이 포함될 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니다. 특히, 터치 패드가 디스플레이 패널과 레이어 구조를 이룰 경우, 사용자 입력부(460)는 터치 스크린이 될 수 있다.
- [0064] 디스플레이부(470)는 초음파 영상 획득부(410)에 의해 획득된 초음파 영상 또는 의료 영상 획득부(420)에 의해 획득된 의료 영상을 화면 상에 표시할 수 있다. 또한, 디스플레이부(470)는 영상 정합 장치(200b)에서 처리되는 정보를 표시할 수 있다. 예를 들어, 디스플레이부(470)는 영상들을 획득하고 정합하는데 필요한 상태 정보, 기능 설정과 관련된 UI(User Interface) 또는 GUI(Graphic User Interface) 및 대상체에 대한 영상을 표시할 수 있다. 또한, 디스플레이 패널과 터치패드가 레이어 구조를 이루어 터치 스크린으로 구성되는 경우, 디스플레이부(470)는 출력 장치 이외에 입력 장치로도 사용될 수 있다.
- [0065] 또한, 디스플레이부(470)는 프로세서(440)에 의해 정합된 초음파 영상 및 의료 영상을 화면 상에 표시할 수 있다.
- [0066] 디스플레이부(470)는 액정 디스플레이(liquid crystal display), 박막 트랜지스터 액정 디스플레이(thin film transistor-liquid crystal display), 유기 발광 다이오드(organic light-emitting diode), 플렉시블 디스플레이(flexible display), 3차원 디스플레이(3D display), 전기영동 디스플레이(electrophoretic display) 중에서 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0067] 명령부(480)는 프로브(405)로 대상체 상의 소정의 영역을 스캔할 것을 사용자에게 명령할 수 있다. 즉, 명령부(480)는, 정합이 용이한 영역에 대한 초음파 영상을 획득하기 위해, 프로브(405)로 대상체 상의 특정 영역을 스캔할 것을 사용자에게 명령할 수 있다. 예를 들어, 명령부(480)는 인체 상의 간문맥 영역을 스캔할 것을 소리로서 사용자에게 명령할 수 있다. 또한, 다른 예에 따라, 명령부(480)는 인체 상의 혈관의 브랜치(branch) 영역을 스캔할 것을 화면 상에 표시하여 사용자에게 명령할 수 있다. 따라서, 사용자는 정합이 용이한 영역에 대해 프로브(405)를 통해 스캔할 수 있고, 스캔 결과 저장부(430)는 정합이 용이한 영역에 대한 적어도 하나의 초음파 영상을 저장할 수 있으므로, 사용자는 저장부(430)에 저장된 적어도 하나의 초음파 영상 중 정합을 위한 초음파 영상 및 특징점을 보다 용이하게 선택할 수 있다.
- [0068] 도 5는 프로세서(240, 440)가 저장된 초음파 영상들 및 프로브의 위치 정보에 기초하여, 초음파 영상과 의료 영상을 정합하는 실시예를 나타낸다.

- [0069] 저장부(230,430)는 기 획득된 초음파 영상들(510) 및 초음파 영상들(510) 각각에 대응되는 프로브의 위치 정보($T_{\text{probetotacker-1}}$, $T_{\text{probetotacker-2}}$, $T_{\text{probetotacker-N}}$)를 저장할 수 있다.
- [0070] 사용자는 의료 영상 획득부(220,420)에 의해 기 획득된 의료 영상을 탐색하여, 의료 영상 내 소정의 단면 영상(520)에 나타난 제 1 특징점(522)을 선택할 수 있다. 일 실시예에 따라, 디스플레이부(470)는 의료 영상을 화면 상에 표시할 수 있고, 사용자 입력부(460)는 의료 영상 내 소정의 단면 영상(520)의 제 1 특징점(522)을 선택하는 입력을 수신할 수 있다.
- [0071] 이어서, 사용자는 제 1 특징점(522)과 대응될 수 있는 제 2 특징점(514)을 기 저장된 초음파 영상들(510) 중 제 1 초음파 영상(512)에서 선택할 수 있다. 일 실시예에 따라, 디스플레이부(470)는 초음파 영상들(510)을 표시할 수 있고, 사용자는 초음파 영상들(510) 중에서, 제 2 특징점(514)이 나타난 제 1 초음파 영상(512)을 선택할 수 있고, 제 1 초음파 영상(512)의 제 1 특징점(514)을 선택할 수 있다. 일 실시예에 따라, 사용자 입력부(460)는 제 1 초음파 영상(512)의 제 2 특징점(514)을 선택하는 입력을 수신할 수 있다.
- [0072] 따라서, 프로세서(240,440)는 제 1 특징점(514), 제 2 특징점(522), 및 제 1 초음파 영상(512)에 대응되는 프로브의 위치 정보($T_{\text{probetotacker-N}}$)에 기초하여, 초음파 영상과 의료 영상을 정합할 수 있다.
- [0073] 도 5에서는, 의료 영상의 제 1 특징점(522)을 선택한 후에 제 1 초음파 영상(512)의 제 2 특징점(514)을 선택하는 내용으로 설명되었지만, 이에 제한되지 않고, 제 2 특징점(514)을 선택한 후에 제 1 특징점(522)을 선택하는 실시예 또한 가능할 수 있다.
- [0074] 도 6은 프로세서(240,440)가 초음파 영상 및 의료 영상을 재정합하는 실시예를 나타낸다.
- [0075] 프로세서(240,440)는 복수의 초음파 영상들(611,612,613), 및 복수의 초음파 영상들(611,612,613) 각각에 정합되는 의료 영상 내의 단면 영상들(621,622,623)을 획득할 수 있다.
- [0076] 이어서, 저장부(230,430)는 복수의 초음파 영상들(611,612,613), 단면 영상들(621,622,623), 및 복수의 초음파 영상들(611,612,613) 각각에 대응되는 프로브의 위치 정보($T_{\text{probetotacker-1}}$, $T_{\text{probetotacker-2}}$, $T_{\text{probetotacker-N}}$)를 저장할 수 있다.
- [0077] 사용자는 단면 영상들(621,622,623)을 탐색하여, 단면 영상들(621,622,623) 중 제 1 단면 영상(621)에 나타난 제 3 특징점(624)을 선택할 수 있다. 일 실시예에 따라, 디스플레이부(470)는 단면 영상들(621,622,623)을 화면 상에 표시할 수 있고, 사용자 입력부(460)는 단면 영상들(621,622,623) 중 제 1 단면 영상(621)의 제 3 특징점(624)을 선택하는 입력을 수신할 수 있다.
- [0078] 이어서, 사용자는 제 3 특징점(624)과 대응될 수 있는 제 4 특징점(614)을 복수의 초음파 영상들(611,612,613) 중 제 2 초음파 영상(613)에서 선택할 수 있다. 일 실시예에 따라, 디스플레이부(470)는 복수의 초음파 영상들(611,612,613)을 표시할 수 있고, 사용자는 복수의 초음파 영상들(611,612,613) 중에서, 제 4 특징점(614)이 나타난 제 2 초음파 영상(613)을 선택할 수 있고, 제 2 초음파 영상(613)의 제 4 특징점(614)을 선택할 수 있다. 일 실시예에 따라, 사용자 입력부(460)는 제 2 초음파 영상(613)의 제 4 특징점(614)을 선택하는 입력을 수신할 수 있다.
- [0079] 따라서, 프로세서(240,440)는 제 1 단면 영상(621)의 제 3 특징점(624), 제 2 초음파 영상(613)의 제 4 특징점(614), 제 2 초음파 영상(613)에 대응되는 프로브의 위치 정보($T_{\text{probetotacker-N}}$)에 기초하여, 초음파 영상과 의료 영상을 재정합할 수 있다.
- [0080] 도 6에서는, 제 1 단면 영상의 제 3 특징점(624)을 선택한 후에 제 2 초음파 영상(613)의 제 4 특징점(614)을 선택하는 내용으로 설명되었지만, 이에 제한되지 않고, 제 4 특징점(614)을 선택한 후에 제 3 특징점(624)을 선택하는 실시예 또한 가능할 수 있다.
- [0081] 도 7은 영상 정합 방법의 일 실시예를 나타낸다.
- [0082] 도 7에 도시된 방법은, 도 1, 2 및 도 4의 영상 정합 장치(200,200a,200b)에 의해 수행될 수 있고, 중복되는 설명에 대해서는 생략한다.
- [0083] 단계 s710에서, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 대상체 상의 프로브를 이용하여, 초음파 영상을 주기적으로 획득할 수 있다. 즉, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 프로브를 통해 대상체로 초음파 신호를 송수신하여, 대상체의 초음파 영상을 실시간 적으로 획득할 수 있다. 또한, 다른 실시예에 따라, 영상 정합 장치

(200,200a,200b)는 프로브를 포함하는 외부 초음파 장치로부터, 대상체의 초음파 영상을 주기적으로 획득할 수 있다. 또한, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 초음파 영상 및 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보를 획득할 수 있다. 또한, 일 실시예에 따라, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 프로브로 대상체 상의 소정의 영역을 스캔할 것을 사용자에게 명령할 수 있다. 즉, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는, 정합이 용이한 영역에 대한 초음파 영상을 획득하기 위해, 프로브로 대상체 상의 특정 영역을 스캔할 것을 사용자에게 명령할 수 있다. 예를 들어, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 인체 상의 간문맥 영역을 스캔할 것을 소리로서 사용자에게 명령할 수 있다. 또한, 다른 예에 따라, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 인체 상의 혈관의 브랜치(branch) 영역을 스캔할 것을 화면 상에 표시하여 사용자에게 명령할 수 있다.

[0084] 단계 s720에서, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 초음파 영상과는 상이한 모달리티(modality) 대상체의 의료 영상을 획득할 수 있다. 일 실시예에 따라, 의료 영상은 대상체의 3차원 볼륨 이미지가 될 수 있다. 예를 들어, 초음파 영상과는 상이한 모달리티(modality)를 갖는 대상체의 의료 영상은 대상체의 CT 영상 또는 MR 영상이 될 수 있다. 일 실시예에 따라, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 대상체의 의료 영상을 외부 CT 영상 장치 또는 MR 영상 장치로부터 획득할 수 있거나, 기 저장된 대상체의 의료 영상을 외부 저장 매체로부터 획득할 수 있다.

[0085] 단계 s730에서, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 기 획득된 초음파 영상들 및 초음파 영상들 각각에 대응되는 프로브의 위치 정보를 저장할 수 있다. 또한, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 기 획득된 초음파 영상들과, 초음파 영상들 각각을 획득하기 위한 프로브의 위치 정보를 서로 대응되게 저장할 수 있다. 예를 들어, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 초음파 영상들 중 제 1 초음파 영상과 제 1 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보를 서로 대응되게 저장할 수 있다. 일 실시예에 따라, 프로브의 위치 정보는, 프로브의 위치, 방향, 기울기, 및 회전 각도 중 적어도 하나에 대한 정보를 포함할 수 있다.

[0086] 또한, 일 실시예에 따라, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 일 실시예에 따라, 초음파 영상들을 획득한 시점에 대한 정보, 및 프로브의 위치 정보를 획득한 시점에 대한 정보를 획득할 수 있다. 또한, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 초음파 영상들을 획득한 시점에 대한 정보, 및 프로브의 위치 정보를 획득한 시점에 대한 정보를 저장할 수 있다.

[0087] 이어서, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 초음파 영상들을 획득한 시점에 대한 정보, 및 프로브의 위치 정보를 획득한 시점에 대한 정보를 이용하여, 초음파 영상들 각각에 보다 정확하게 대응되는 프로브의 위치 정보를 결정할 수 있다.

[0088] 일 실시예에 따라, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 획득된 초음파 영상 또는 의료 영상 획득된 의료 영상을 화면 상에 표시할 수 있다. 또한, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 영상 정합 장치(200,200a,200b)에서 처리되는 정보를 표시할 수 있다.

[0089] 단계 s740에서, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 의료 영상의 제 1 특징점, 초음파 영상들 중 제 1 초음파 영상의 제 2 특징점, 및 제 1 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보에 기초하여, 초음파 영상 및 의료 영상을 정합할 수 있다. 일 실시예에 따라, 의료 영상의 제 1 특징점, 제 1 초음파 영상, 및 제 1 초음파 영상의 제 2 특징점에 대한 정보는 사용자로부터 입력 받을 수 있다. 즉, 사용자는 영상 정합 장치(200,200a,200b)를 통해 의료 영상을 탐색하여 의료 영상 내의 단면 영상의 제 1 특징점을 선택할 수 있다. 또한, 사용자는 영상 정합 장치(200,200a,200b)를 통해 기 저장된 초음파 영상들 중 제 1 초음파 영상을 선택할 수 있고, 제 1 초음파 영상의 제 2 특징점을 선택할 수 있다.

[0090] 보다 구체적으로, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 의료 영상 내의 소정의 단면의 제 1 특징점, 초음파 영상들 중 제 1 초음파 영상의 제 2 특징점, 및 제 1 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 정보에 기초하여, 초음파 영상의 좌표계와 의료 영상의 좌표계를 대응시키는 변환 행렬을 획득할 수 있고, 획득된 변환 행렬에 기초하여, 주기적으로 획득되는 초음파 영상과 의료 영상을 정합할 수 있다.

[0091] 도 8은 영상 정합 방법의 다른 실시예를 나타낸다.

[0092] 도 8에 도시된 방법은, 도 1, 2 및 도 4의 영상 정합 장치(200,200a,200b)에 의해 수행될 수 있고, 중복되는 설명에 대해서는 생략한다.

[0093] 단계 s810에서, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 대상체 상의 프로브를 이용하여, 초음파 영상을 주기적으로 획득할 수 있다. s810은 s710과 대응되는 바 중복되는 내용에 대해서는 설명을 생략한다.

[0094] 단계 s820에서, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 초음파 영상과는 상이한 모달리티(modality) 대상체의 의료

영상을 획득할 수 있다. s820은 s720과 대응되는 바 중복되는 내용에 대해서는 설명을 생략한다.

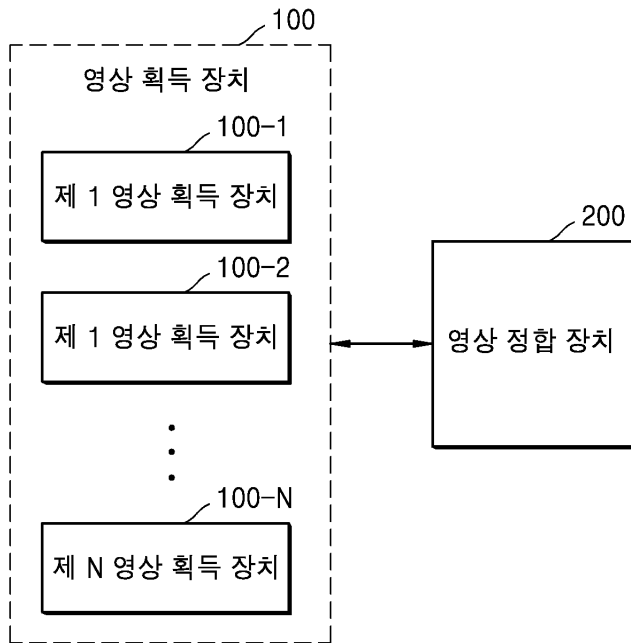
- [0095] 단계 s830에서, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 초음파 영상과 의료 영상을 정합할 수 있다. 일 실시예에 따라, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 초음파 영상의 좌표계와 의료 영상의 좌표계를 대응시키는 변환 행렬을 획득할 수 있고, 획득된 변환 행렬에 기초하여, 주기적으로 획득되는 초음파 영상과 의료 영상을 정합할 수 있다.
- [0096] 단계 s840에서, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 복수의 초음파 영상들, 상기 복수의 초음파 영상들 각각에 정합되는 상기 의료 영상 내의 단면 영상들, 및 상기 복수의 초음파 영상들 각각에 대응되는 프로브의 위치 정보를 저장할 수 있다. 즉, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 주기적으로 획득되는 복수의 정합된 초음파 영상들 및 단면 영상들과, 복수의 정합된 초음파 영상들 및 단면 영상들 각각을 획득하기 위한 프로브의 위치 정보를 서로 대응되게 저장할 수 있다.
- [0097] 단계 s850에서, 영상 정합 장치(200,200a,200b)는 단면 영상들 중 제 1 단면 영상의 제 3 특징점, 복수의 초음파 영상들 중 제 2 초음파 영상의 제 4 특징점, 및 제 2 초음파 영상에 대응되는 프로브의 위치 및 방향 정보에 기초하여, 초음파 영상 및 의료 영상을 재정합할 수 있다. 일 실시예에 따라, 제 1 단면 영상의 제 3 특징점, 제 2 초음파 영상, 및 제 2 초음파 영상의 제 4 특징점은 사용자로부터 선택 받을 수 있다.
- [0098] 상기 살펴 본 실시 예들에 따른 장치는 프로세서, 프로그램 데이터를 저장하고 실행하는 메모리, 디스크 드라이브와 같은 영구 저장부(permanent storage), 외부 장치와 통신하는 통신 포트, 터치 패널, 키(key), 버튼 등과 같은 사용자 인터페이스 장치 등을 포함할 수 있다. 소프트웨어 모듈 또는 알고리즘으로 구현되는 방법들은 상기 프로세서상에서 실행 가능한 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드들 또는 프로그램 명령들로서 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체 상에 저장될 수 있다. 여기서 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체로 마그네틱 저장 매체(예컨대, ROM(read-only memory), RAM(random-access memory), 플로피 디스크, 하드 디스크 등) 및 광학적 판독 매체(예컨대, 시디롬(CD-ROM), 디브이디(DVD: Digital Versatile Disc)) 등이 있다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템들에 분산되어, 분산 방식으로 컴퓨터가 판독 가능한 코드가 저장되고 실행될 수 있다. 매체는 컴퓨터에 의해 판독가능하며, 메모리에 저장되고, 프로세서에서 실행될 수 있다.
- [0099] 본 실시 예는 기능적인 블록 구성들 및 다양한 처리 단계들로 나타내어질 수 있다. 이러한 기능 블록들은 특정 기능들을 실행하는 다양한 개수의 하드웨어 또는/및 소프트웨어 구성들로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시 예는 하나 이상의 마이크로프로세서들의 제어 또는 다른 제어 장치들에 의해서 다양한 기능들을 실행할 수 있는, 메모리, 프로세싱, 로직(logic), 룩 업 테이블(look-up table) 등과 같은 직접 회로 구성들을 채용할 수 있다. 구성 요소들이 소프트웨어 프로그래밍 또는 소프트웨어 요소들로 실행될 수 있는 것과 유사하게, 본 실시 예는 데이터 구조, 프로세스들, 루틴들 또는 다른 프로그래밍 구성들의 조합으로 구현되는 다양한 알고리즘을 포함하여, C, C++, 자바(Java), 어셈블러(assembler) 등과 같은 프로그래밍 또는 스크립팅 언어로 구현될 수 있다. 기능적인 측면들은 하나 이상의 프로세서들에서 실행되는 알고리즘으로 구현될 수 있다. 또한, 본 실시 예는 전자적인 환경 설정, 신호 처리, 및/또는 데이터 처리 등을 위하여 종래 기술을 채용할 수 있다. “매커니즘”, “요소”, “수단”, “구성”과 같은 용어는 넓게 사용될 수 있으며, 기계적이고 물리적인 구성들로서 한정되는 것은 아니다. 상기 용어는 프로세서 등과 연계하여 소프트웨어의 일련의 처리들(routines)의 의미를 포함할 수 있다.
- [0100] 본 실시 예에서 설명하는 특정 실행들은 예시들로서, 어떠한 방법으로도 기술적 범위를 한정하는 것은 아니다. 명세서의 간결함을 위하여, 종래 전자적인 구성들, 제어 시스템들, 소프트웨어, 상기 시스템들의 다른 기능적인 측면들의 기재는 생략될 수 있다. 또한, 도면에 도시된 구성 요소들 간의 선들의 연결 또는 연결 부재들은 기능적인 연결 및/또는 물리적 또는 회로적 연결들을 예시적으로 나타낸 것으로서, 실제 장치에서는 대체 가능하거나 추가의 다양한 기능적인 연결, 물리적인 연결, 또는 회로 연결들로서 나타내어질 수 있다.
- [0101] 본 명세서(특히 특허청구범위에서)에서 “상기”의 용어 및 이와 유사한 지시 용어의 사용은 단수 및 복수 모두에 해당하는 것일 수 있다. 또한, 범위(range)를 기재한 경우 상기 범위에 속하는 개별적인 값을 포함하는 것으로서(이에 반하는 기재가 없다면), 상세한 설명에 상기 범위를 구성하는 각 개별적인 값을 기재한 것과 같다. 마지막으로, 방법을 구성하는 단계들에 대하여 명백하게 순서를 기재하거나 반하는 기재가 없다면, 상기 단계들은 적당한 순서로 행해질 수 있다. 반드시 상기 단계들의 기재 순서에 한정되는 것은 아니다. 모든 예들 또는 예시적인 용어(예들 들어, 등등)의 사용은 단순히 기술적 사상을 상세히 설명하기 위한 것으로서 특허청구범위에 의해 한정되지 않는 이상 상기 예들 또는 예시적인 용어로 인해 범위가 한정되는 것은 아니다. 또한, 당업자는 다양한 수정, 조합 및 변경이 부가된 특허청구범위 또는 그 균등물의 범주 내에서 설계 조건 및 맥락에 따

라 구성될 수 있음을 알 수 있다.

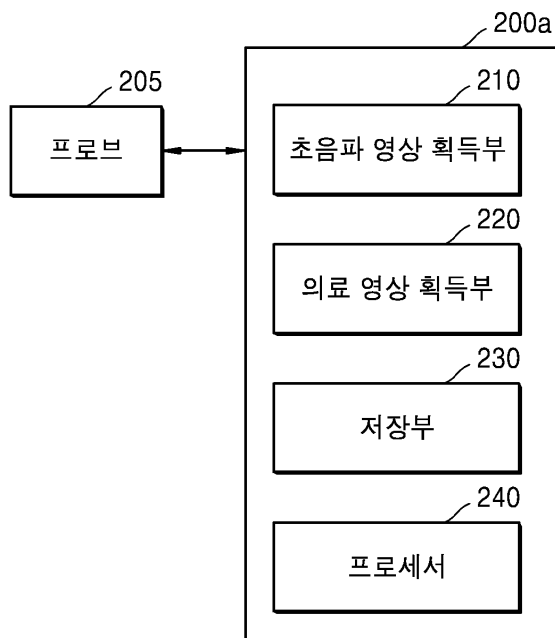
도면

도면1

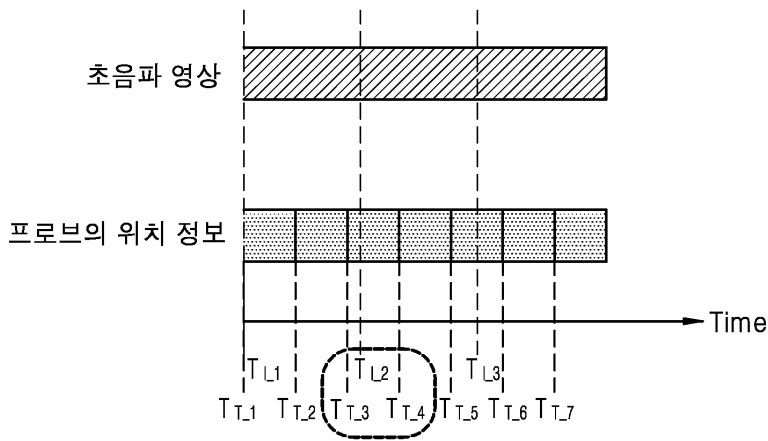
10



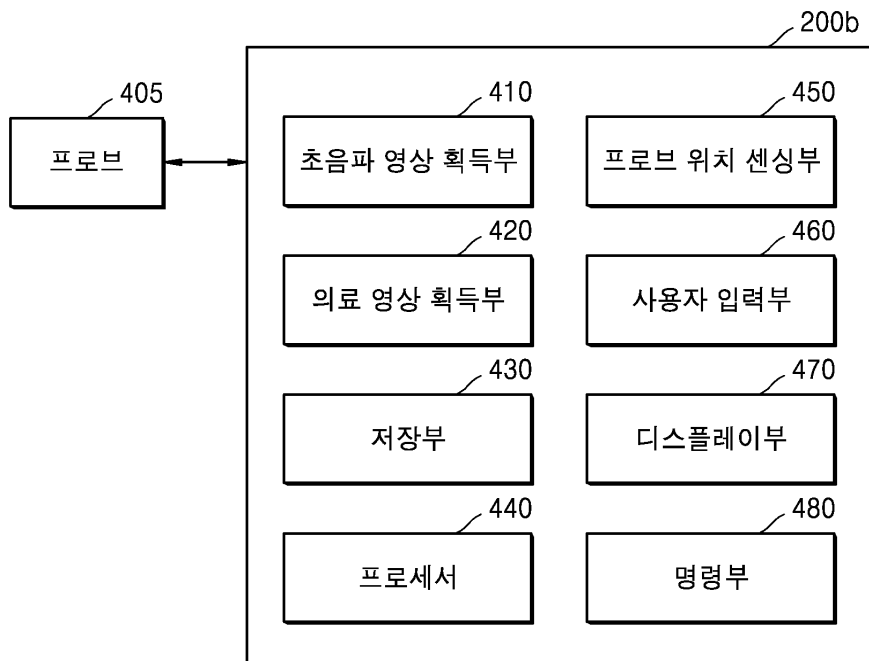
도면2



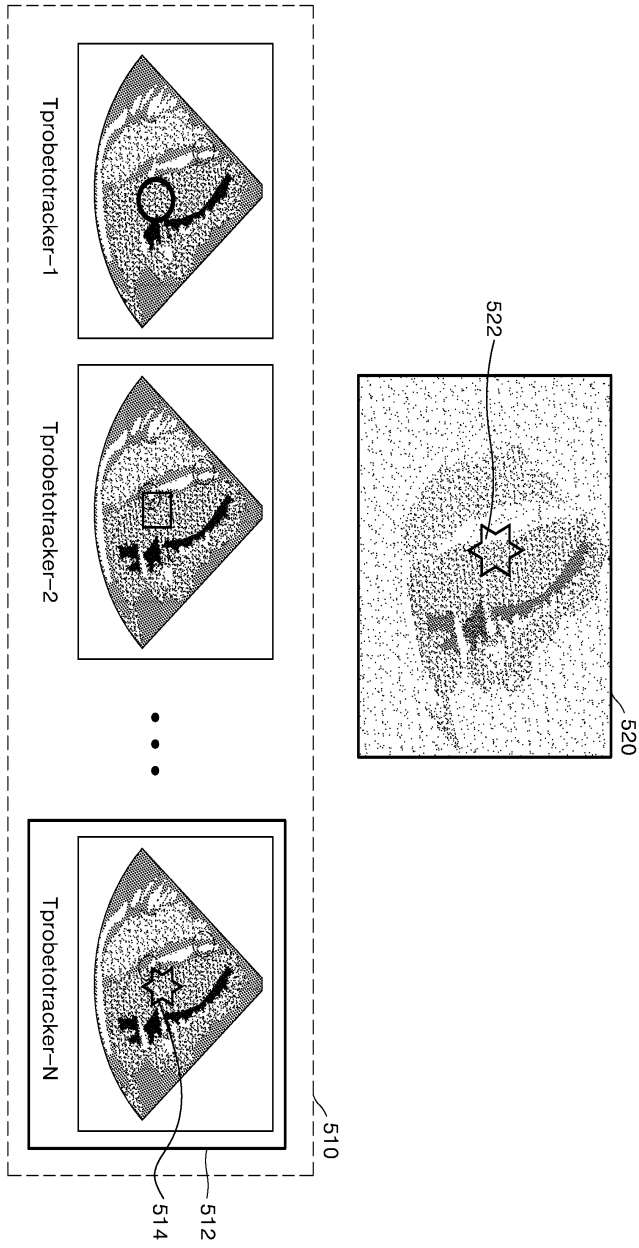
도면3



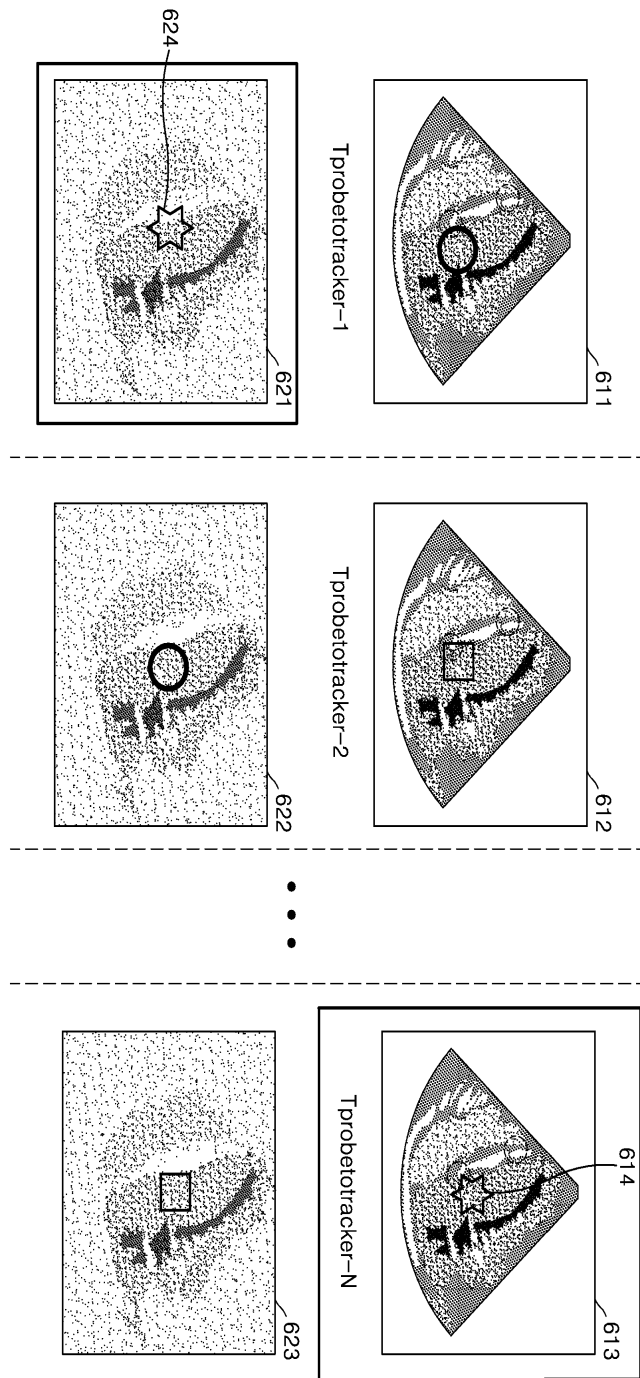
도면4



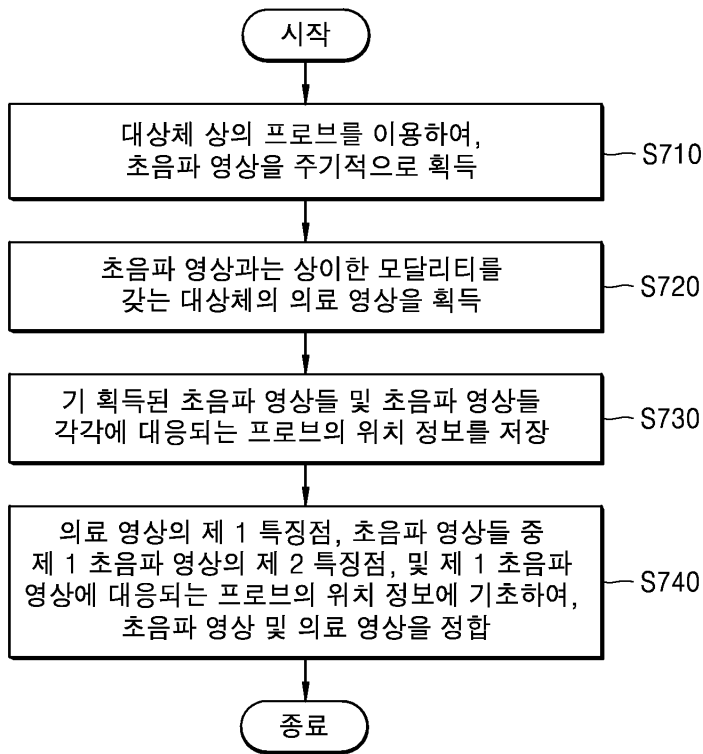
도면5



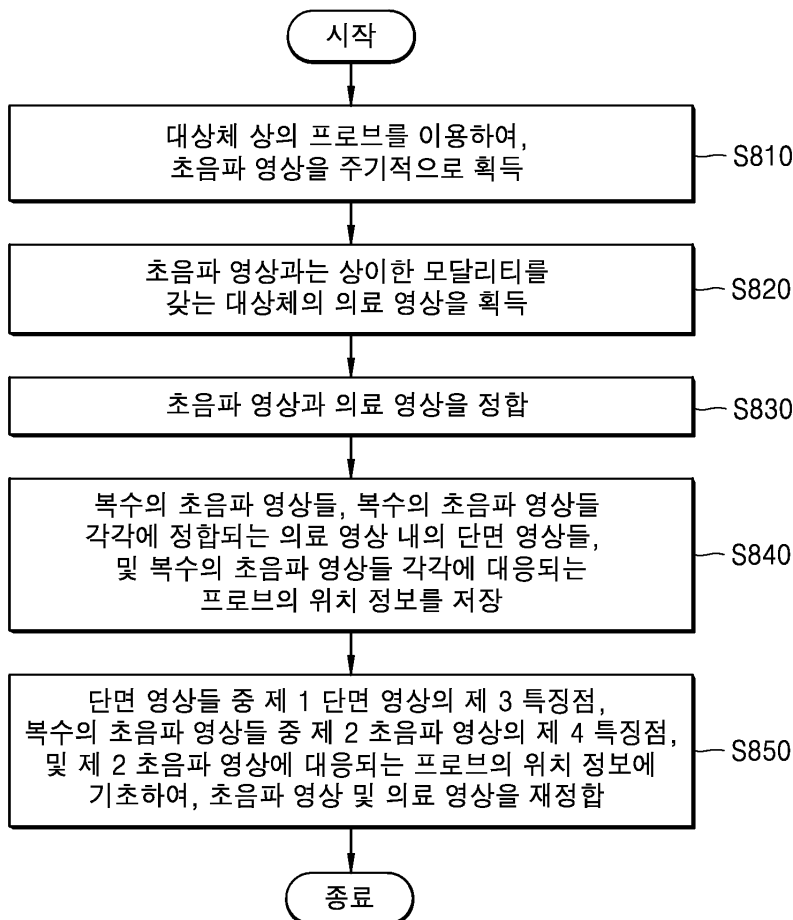
도면6



도면7



도면8



专利名称(译)	标题：图像匹配方法和装置		
公开(公告)号	KR1020170084945A	公开(公告)日	2017-07-21
申请号	KR1020160004406	申请日	2016-01-13
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
[标]发明人	CHOI SUNG JIN 최성진 KIM CHUL AN 김철안 JO JAE MOON 조재문		
发明人	최성진 김철안 조재문		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/055 A61B6/03 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5261 A61B8/467 A61B8/463 A61B8/08 A61B8/4245 A61B8/4444 A61B5/055 A61B6/03 G06T7/74 A61B8/4263 A61B8/5207 G06F3/048 G06K9/4609 G06T7/0012 G06T7/33 G06T7/337 G06T2207/10081 G06T2207/10088 G06T2207/10132 G06T2207/20092 G06T2207/20212 G06T2207/30004		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

图像匹配装置和方法包括超声波图像获取单元，医学图像获取器获得具有不同模态和超声图像的对象医学图像，存储探针的位置信息的存储器分别对应于超声图像和已经超声图像获得超声图像，并提供处理器。超声波图像获取单元使用对象上的探针周期性地获得超声图像。处理器是基于医学图像的第一特征点匹配的超声图像和医学图像，并且探测器的位置信息对应于超声图像中的第一超声图像的第二特征点和第一超声图像。

