



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년06월15일
 (11) 등록번호 10-1630763
 (24) 등록일자 2016년06월09일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/08 (2006.01)
 (21) 출원번호 10-2014-0141201
 (22) 출원일자 2014년10월17일
 심사청구일자 2014년10월17일
 (65) 공개번호 10-2016-0026598
 (43) 공개일자 2016년03월09일
 (30) 우선권주장
 62/043,773 2014년08월29일 미국(US)
 (56) 선행기술조사문헌
 US20060025669 A1*
 JP2007020829 A
 JP2008503253 A
 JP2011244931 A
 *는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
 삼성메디슨 주식회사
 강원도 홍천군 남면 한서로 3366
 (72) 발명자
 이광희
 서울특별시 강남구 테헤란로 108로 42 (대치동)
 (74) 대리인
 리엔목특허법인

전체 청구항 수 : 총 27 항

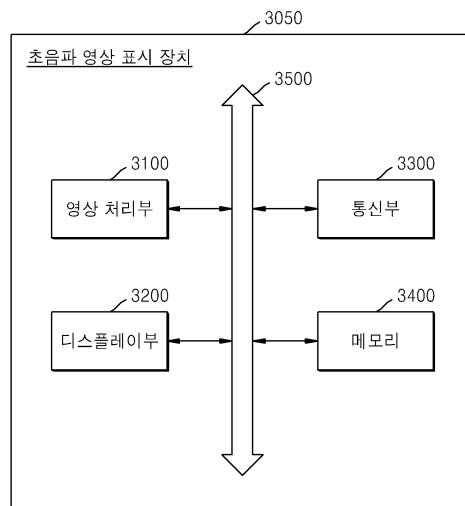
심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 **초음파 영상 표시 장치 및 초음파 영상의 표시 방법**

(57) 요약

일부 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치는, 적어도 하나의 타깃을 포함하는 대상체를 서로 다른 복수의 시점에서 스캔함으로써 획득되는 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 획득하고, 상기 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 영상 정합하여 상기 복수의 시점 동안에 상기 적어도 하나의 타깃의 크기, 위치 및 개수 중 적어도 하나의 변화를 나타내는 제1 정보를 획득하는 영상 처리부; 및 상기 제1 정보를 표시하는 제1 초음파 영상을 포함하는 화면을 디스플레이하는 디스플레이부를 포함한다.

대표도 - 도5b



명세서

청구범위

청구항 1

서로 다른 복수의 시점에서의 적어도 하나의 타깃을 포함하는 대상체를 나타내는 복수개의 시점 별 초음파 데이터 획득하고, 상기 복수개의 시점 별 초음파 데이터 간의 대응 관계에 기초하여, 상기 복수의 시점 동안에 상기 적어도 하나의 타깃의 변화를 나타내는 제1 정보를 획득하는 영상 처리부; 및

상기 제1 정보를 표시하는 진단 영상을 포함하는 화면을 디스플레이하는 디스플레이부를 포함하고,

상기 복수개의 시점 별 초음파 데이터는,

상기 대상체를 제1 시점에서 스캔하여 획득된 제1 초음파 데이터, 및 상기 대상체를 제2 시점에서 스캔하여 획득된 제2 초음파 데이터를 포함하며,

상기 영상 처리부는,

상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터 각각을 세그멘테이션하여 상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터 각각에 포함되는 복수의 분할 영역들을 검출하고,

상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터 각각에서 상기 복수의 분할 영역들 중 하나의 분할 영역을 상기 적어도 하나의 타깃에 대한 분할 영역인 타깃 영역으로 검출하는 초음파 영상 표시 장치.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 진단 영상은

상기 적어도 하나의 타깃의 상태가 상기 복수개의 시점 각각에서 서로 구별되도록 표시한 초음파 영상인, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 3

삭제

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 진단 영상은

상기 제1 초음파 데이터에 기초한 상기 적어도 하나의 타깃에 대한 제1 타깃 이미지와 상기 제2 초음파 데이터에 기초한 상기 적어도 하나의 타깃에 대한 제2 타깃 이미지를 중첩하여 표시한 초음파 영상인, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 진단 영상에서 상기 제1 타깃 이미지와 상기 제2 타깃 이미지는 서로 구별 가능하게 표시되는, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 6

제4항에 있어서,

상기 진단 영상에서 상기 제1 타깃 이미지와 상기 제2 타깃 이미지 사이의 차이 부분이 강조되어 표시되는, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 7

제4항에 있어서, 상기 영상 처리부는

상기 제1 초음파 데이터에 기초하여 상기 적어도 하나의 타깃의 크기인 제1 크기를 획득하고, 상기 제2 초음파 데이터에 기초하여 상기 적어도 하나의 타깃의 크기인 제2 크기를 획득하는, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 디스플레이부는

상기 제1 크기 및 상기 제2 크기에 기초하여 획득된, 상기 적어도 하나의 타깃의 크기 정보 및 상기 적어도 하나의 타깃의 크기 변화를 나타내는 정보 중 적어도 하나를 더 디스플레이하는, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 9

제7항에 있어서, 상기 디스플레이부는

상기 복수개의 시점에서의 시간 경과에 따른 상기 적어도 하나의 타깃의 크기 변화에 대한 정보를 더 디스플레이하는, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 영상 처리부는 상기 제1 초음파 데이터에 정합하도록 상기 제2 초음파 데이터를 변환하여 제2 정합 데이터를 획득하고,

상기 화면은 상기 제1 초음파 데이터에 기초한 제1 영상 및 상기 제2 정합 데이터에 기초한 제2 영상을 더 포함하는, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 11

제1항에 있어서,

상기 영상 처리부는,

상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터 각각을 세그멘테이션(segmentation)하여 상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터 각각에 포함되는 복수의 분할 영역들을 검출하고,

상기 복수의 분할 영역들 각각의 기준점을 검출하고,

상기 제1 초음파 데이터에 포함되는 복수의 기준점들 중 제1 기준점과 제2 초음파 데이터에 포함되는 복수의 기준점들 중 제2 기준점을 매칭하고,

상기 제1 기준점과 상기 제2 기준점의 매칭에 기초하여 상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터를 영상 정합하는, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 영상 처리부는 ICP(iterative closest point)를 통해 상기 제1 기준점과 상기 제2 기준점을 매칭하는, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 영상 처리부는 상기 복수의 분할 영역들 각각에 대한 볼륨 정보를 검출하고,

상기 볼륨 정보에 기초하여 상기 제1 기준점과 상기 제2 기준점을 매칭하는, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 영상 처리부는 상기 볼륨 정보에 기초하여 기준점들 각각에 가중치를 적용하여 상기 제1 기준점과 상기 제2 기준점을 매칭하는, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 15

제1항에 있어서,

상기 영상 처리부는 ICP, 상호 정보(mutual information), 상관 계수(correlation coefficient), 비-이미지 균일성(ratio-image uniformity), 부분화된 강도 균일성(partitioned intensity uniformity) 중 적어도 하나를 통해 상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터를 영상 정합하는, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 16

제15항에 있어서,

상기 영상 처리부는 랜덤 샘플 컨센서스(random sample consensus; RANSAC)를 통해 상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터를 영상 정합하는, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 17

삭제

청구항 18

제1항에 있어서,

상기 영상 처리부는, 복수의 분할 영역들 각각의 크기를 검출하고, 상기 크기에 기초하여 상기 타깃 영역을 검출하는, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 19

제1항에 있어서, 상기 대상체는 난소이며,

상기 적어도 하나의 타깃은 상기 난소에 포함되는 난포들 중 배란 유도되는 난포를 포함하는, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 20

제1항에 있어서,

상기 대상체는 자궁을 포함하는 하복부 부위이며,

상기 적어도 하나의 타깃은 상기 자궁 내외에서 발생하는 적어도 하나의 종양을 포함하는, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 21

제1항에 있어서,

상기 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 저장하는 메모리를 더 포함하는 초음파 영상 표시 장치.

청구항 22

제1항에 있어서,

상기 화면은 상기 복수개의 시점 별 초음파 데이터에 근거하여 획득된 복수개의 시점 별 초음파 영상을 포함하며,

상기 복수개의 시점 별 초음파 영상은 스캔 시점의 순서에 따라서 정렬되는, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 23

제1항에 있어서, 상기 제1 정보는

상기 복수의 시점 동안에 상기 적어도 하나의 타깃의 크기, 위치 및 개수 중 적어도 하나의 변화를 나타내는 정보인 것을 특징으로 하는 초음파 영상 표시 장치.

청구항 24

제1항에 있어서, 상기 화면은

상기 적어도 하나의 타깃의 크기, 위치 및 개수 중 적어도 하나의 변화를 수치적으로 나타내는 타깃 변화 수치 정보를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 표시 장치.

청구항 25

제24항에 있어서, 상기 타깃 변화 수치 정보는

상기 적어도 하나의 타깃의 크기를 나타내는 면적, 부피, 장축, 단축, 반지름, 지름, 및 둘레 중 적어도 하나의 값을 포함하는, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 26

제25항에 있어서, 상기 타깃 변화 수치 정보는

상기 적어도 하나의 타깃에 대한 상기 적어도 하나의 값의 변화량을 포함하는, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 27

제1항에 있어서,

상기 영상 처리부는

상기 복수개의 시점 별 초음파 데이터에 근거하여 획득된 복수개의 시점 별 초음파 영상을 획득하며, 상기 복수개의 시점 별 초음파 영상 각각에 가중치를 설정하며,

상기 진단 영상은

상기 가중치가 설정된 상기 복수개의 시점 별 초음파 영상을 중첩하여 표시한 영상인, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 28

제1항에 있어서,

상기 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 외부적으로 수신하는 통신부를 더 포함하는, 초음파 영상 표시 장치.

청구항 29

서로 다른 복수의 시점에서의 적어도 하나의 타깃을 포함하는 대상체를 나타내는 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 획득하는 단계;

상기 복수개의 시점 별 초음파 데이터 간의 대응 관계에 기초하여, 상기 복수의 시점 동안에 상기 적어도 하나의 타깃의 변화를 나타내는 제1 정보를 획득하는 단계; 및

상기 제1 정보를 표시하는 진단 영상을 포함하는 화면을 디스플레이하는 단계를 포함하고,

상기 복수개의 시점 별 초음파 데이터는,

상기 대상체를 제1 시점에서 스캔하여 획득된 제1 초음파 데이터, 및 상기 대상체를 제2 시점에서 스캔하여 획득된 제2 초음파 데이터를 포함하며,

상기 제1 정보를 획득하는 단계는,

상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터 각각을 세그멘테이션하여 상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터 각각에 포함되는 복수의 분할 영역들을 검출하는 단계; 및

상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터 각각에서 상기 복수의 분할 영역들 중 하나의 분할 영역을 상기 적어도 하나의 타깃에 대한 분할 영역인 타깃 영역으로 검출하는 단계를 포함하는 초음파 영상의 표시 방

법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 초음파 영상 표시 장치 및 초음파 영상의 표시 방법에 관한 것이며, 더욱 상세하게는 시간 경과에 따른 대상체 내에 포함되는 타깃의 변화를 용이하게 진단하게 하는 초음파 영상 표시 장치 및 초음파 영상의 표시 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 초음파 진단 장치는 프로브(probe)의 트랜스듀서(transducer)로부터 생성되는 초음파 신호를 대상체로 조사하고, 대상체로부터 반사된 에코 신호의 정보를 수신하여 대상체 내부의 부위에 대한 영상을 얻는다. 특히, 초음파 진단 장치는 대상체 내부의 관찰, 이물질 검출, 및 상해 측정 등 의학적 목적으로 사용된다. 이러한 초음파 진단 장치는 X선을 이용하는 진단 장치에 비하여 안정성이 높고, 실시간으로 영상의 디스플레이가 가능하며, 방사능 피폭이 없어 안전하다는 장점이 있어서 다른 화상 진단 장치와 함께 널리 이용된다.

[0003] 초음파 진단 장치에서 획득한 초음파 데이터를 효율적으로 표시할 수 있는 초음파 영상 표시 장치 및 초음파 영상의 표시 방법을 제공할 필요가 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 본 발명의 목적은, 시간 경과에 따른 대상체의 변화를 용이하게 진단하게 하는 초음파 영상 표시 장치 및 초음파 영상의 표시 방법을 제공하는 것이다. 구체적으로, 대상체를 시간 차이를 두고 관찰할 필요가 있는 경우, 사용자가 용이하게 후속시점에서 대상체의 변화를 용이하게 관찰할 수 있는 초음파 영상 표시 장치 및 초음파 영상의 표시 방법의 제공을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0005] 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치는 서로 다른 복수의 시점에서의 적어도 하나의 타깃을 포함하는 대상체를 나타내는 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 획득하고, 상기 복수개의 시점 별 초음파 데이터 간의 대응 관계에 기초하여, 상기 복수의 시점 동안에 상기 적어도 하나의 타깃의 변화를 나타내는 제1 정보를 획득하는 영상 처리부; 및 상기 제1 정보를 표시하는 진단 영상을 포함하는 화면을 디스플레이하는 디스플레이부를 포함한다.

[0006] 또한, 상기 진단 영상은 상기 적어도 하나의 타깃의 상태가 상기 복수개의 시점 각각에서 서로 구별되도록 표시한 초음파 영상이 될 수 있다.

[0007] 또한, 상기 복수개의 시점 별 초음파 데이터는 상기 대상체를 제1 시점에서 스캔하여 획득된 제1 초음파 데이터, 및 상기 대상체를 제2 시점에서 스캔하여 획득된 제2 초음파 데이터를 포함할 수 있다.

[0008] 또한, 상기 진단 영상은 상기 제1 초음파 데이터에 기초한 상기 적어도 하나의 타깃에 대한 제1 타깃 이미지와 상기 제2 초음파 데이터에 기초한 상기 적어도 하나의 타깃에 대한 제2 타깃 이미지를 중첩하여 표시할 수 있다.

[0009] 또한, 상기 진단 영상에서 상기 제1 타깃 이미지와 상기 제2 타깃 이미지는 서로 구별 가능하게 표시될 수 있다.

[0010] 또한, 상기 진단 영상에서 상기 제1 타깃 이미지와 상기 제2 타깃 이미지 사이의 차이 부분이 강조되어 표시될 수 있다.

[0011] 또한, 상기 영상 처리부는 상기 제1 초음파 데이터에 기초하여 상기 적어도 하나의 타깃의 크기인 제1 크기를 획득하고, 상기 제2 초음파 데이터에 기초하여 상기 적어도 하나의 타깃의 크기인 제2 크기를 획득할 수 있다.

[0012] 또한, 상기 디스플레이부는 상기 제1 크기 및 상기 제2 크기에 기초하여 획득된, 상기 적어도 하나의 타깃의 크기 정보 및 상기 적어도 하나의 타깃의 크기 변화를 나타내는 정보 중 적어도 하나를 더 디스플레이할 수 있다.

- [0013] 또한, 상기 디스플레이부는 상기 복수개의 시점에서의 시간 경과에 따른 상기 적어도 하나의 타깃의 크기 변화에 대한 정보를 더 디스플레이할 수 있다.
- [0014] 또한, 상기 영상 처리부는 상기 제1 초음파 데이터에 정합하도록 상기 제2 초음파 데이터를 변환하여 제2 정합 데이터를 획득하고, 상기 화면은 상기 제1 초음파 데이터에 기초한 제1 영상 및 상기 제2 정합 데이터에 기초한 제2 영상을 더 포함할 수 있다.
- [0015] 또한, 상기 영상 처리부는, 상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터 각각을 세그멘테이션(segmentation)하여 상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터 각각에 포함되는 복수의 분할 영역들을 검출하고, 상기 복수의 분할 영역들 각각의 기준점을 검출하고, 상기 제1 초음파 데이터에 포함되는 복수의 기준점들 중 제1 기준점과 제2 초음파 데이터에 포함되는 복수의 기준점들 중 제2 기준점을 매칭하고, 상기 제1 기준점과 상기 제2 기준점의 매칭에 기초하여 상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터를 영상 정합할 수 있다.
- [0016] 또한, 상기 영상 처리부는 ICP(iterative closest point)를 통해 상기 제1 기준점과 상기 제2 기준점을 매칭할 수 있다.
- [0017] 또한, 상기 영상 처리부는 상기 복수의 분할 영역들 각각에 대한 볼륨 정보를 검출하고, 상기 볼륨 정보에 기초하여 상기 제1 기준점과 상기 제2 기준점을 매칭할 수 있다.
- [0018] 또한, 상기 영상 처리부는 상기 볼륨 정보에 기초하여 기준점들 각각에 가중치를 적용하여 상기 제1 기준점과 상기 제2 기준점을 매칭할 수 있다.
- [0019] 또한, 상기 영상 처리부는 ICP, 상호 정보(mutual information), 상관 계수(correlation coefficient), 비-이미지 균일성(ratio-image uniformity), 부분화된 강도 균일성(partitioned intensity uniformity) 중 적어도 하나를 통해 상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터를 영상 정합할 수 있다.
- [0020] 또한, 상기 영상 처리부는 랜덤 샘플 컨센서스(random sample consensus; RANSAC)를 통해 상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터를 영상 정합할 수 있다.
- [0021] 또한, 상기 영상 처리부는, 상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터 각각을 세그멘테이션하여 상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터 각각에 포함되는 복수의 분할 영역들을 검출하고, 상기 제1 초음파 데이터 및 상기 제2 초음파 데이터 각각에서 상기 복수의 분할 영역들 중 하나의 분할 영역을 상기 적어도 하나의 타깃에 대한 분할 영역인 타깃 영역으로 검출할 수 있다.
- [0022] 또한, 상기 영상 처리부는, 복수의 분할 영역들 각각의 크기를 검출하고, 상기 크기에 기초하여 상기 타깃 영역을 검출할 수 있다.
- [0023] 또한, 상기 대상체는 난소이며, 상기 적어도 하나의 타깃은 상기 난소에 포함되는 난포들 중 배란 유도되는 난포를 포함할 수 있다.
- [0024] 또한, 상기 대상체는 자궁을 포함하는 하복부 부위이며, 상기 적어도 하나의 타깃은 상기 자궁 내외에서 발생하는 적어도 하나의 종양을 포함할 수 있다.
- [0025] 또한, 상기 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 저장하는 메모리를 더 포함할 수 있다.
- [0026] 또한, 상기 화면은 상기 복수개의 시점 별 초음파 데이터에 근거하여 획득된 복수개의 시점 별 초음파 영상을 포함하며, 상기 복수개의 시점 별 초음파 영상은 스캔 시점의 순서에 따라서 정렬될 수 있다.
- [0027] 또한, 상기 제1 정보는 상기 복수의 시점 동안에 상기 적어도 하나의 타깃의 크기, 위치 및 개수 중 적어도 하나의 변화를 나타내는 정보를 포함한다.
- [0028] 또한, 상기 화면은 상기 적어도 하나의 타깃의 크기, 위치 및 개수 중 적어도 하나의 변화를 수치적으로 나타내는 타깃 변화 수치 정보를 더 포함할 수 있다.
- [0029] 또한, 상기 타깃 변화 수치 정보는 상기 적어도 하나의 타깃의 크기를 나타내는 면적, 부피, 장축, 단축, 반지름, 지름, 및 둘레 중 적어도 하나의 값을 포함할 수 있다.
- [0030] 또한, 상기 타깃 변화 수치 정보는 상기 적어도 하나의 타깃에 대한 상기 적어도 하나의 값의 변화량을 포함할 수 있다.

[0031] 또한, 상기 영상 처리부는 상기 복수개의 시점 별 초음파 데이터에 근거하여 획득된 복수개의 시점 별 초음파 영상을 획득하며, 상기 복수개의 시점 별 초음파 영상 각각에 가중치를 설정할 수 있다. 그리고, 상기 진단 영상은 상기 가중치가 설정된 상기 복수개의 시점 별 초음파 영상을 중첩하여 표시한 영상이 될 수 있다.

[0032] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치는 상기 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 외부적으로 수신하는 통신부를 더 포함할 수 있다.

[0033] 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 표시 방법은 서로 다른 복수의 시점에서의 적어도 하나의 타깃을 포함하는 대상체를 나타내는 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 획득하는 단계; 상기 복수개의 시점 별 초음파 데이터 간의 대응 관계에 기초하여, 상기 복수의 시점 동안에 상기 적어도 하나의 타깃의 변화를 나타내는 제1 정보를 획득하는 단계; 및 상기 제1 정보를 표시하는 진단 영상을 포함하는 화면을 디스플레이하는 단계를 포함한다.

도면의 간단한 설명

[0034] 본 발명은, 다음의 자세한 설명과 그에 수반되는 도면들의 결합으로 쉽게 이해될 수 있으며, 참조 번호(reference numerals)들은 구조적 구성요소(structural elements)를 의미한다.

- 도 1은 일부 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 구성을 도시한 블록도이다.
- 도 2는 일부 실시예에 따른 무선 프로브의 구성을 도시한 블록도이다.
- 도 3은 본 발명의 실시예에서 진단 대상이 되는 대상체를 나타내는 도면이다.
- 도 4a는 정상 난소(normal ovary)의 일 예를 나타낸다.
- 도 4b는 다낭성 난소(polycystic ovary)의 일 예를 나타낸다.
- 도 5a는 일 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치의 블록도이다. 도 5b는 다른 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치의 블록도이다.
- 도 6은 일부 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치에서 획득하는 초음파 데이터의 예를 나타내는 도면이다.
- 도 7은 도 6과 같은 초음파 데이터로부터 획득되는 초음파 영상들의 예를 도시한다.
- 도 8은 일부 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치의 영상 처리부에서 수행되는 영상 정합을 나타낸다.
- 도 9는 일부 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치의 영상 처리부에서 획득되는 진단 영상의 일 예를 나타낸다.
- 도 10은 일부 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치장치의 영상 처리부에서 획득되는 진단 영상의 다른 예를 나타낸다.
- 도 11은 일부 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치장치의 디스플레이부의 화면의 예를 나타낸다.
- 도 12 및 도 13은 일부 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치의 영상 처리부에서 영상 정합으로 진단 영상을 획득하는 과정을 나타낸다.
- 도 14 내지 도 17에서 ICP를 통한 영상 정합이 도시된다.
- 도 18은 일부 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치의 영상 처리부에서 수행되는 영상 정합을 위한 초음파 데이터 처리를 도시한다.
- 도 19a는 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치에서 디스플레이되는 화면의 일 예를 나타낸다.
- 도 19b는 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치에서 디스플레이되는 화면의 다른 예를 나타낸다.
- 도 20a는 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치에서 디스플레이되는 화면의 다른 예를 나타낸다.
- 도 20b는 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치에서 디스플레이되는 화면의 다른 예를 나타낸다.
- 도 21a는 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치에서 디스플레이되는 화면의 다른 예를 나타낸다.
- 도 21b는 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치에서 디스플레이되는 화면의 다른 예를 나타낸다.
- 도 22는 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치에서 디스플레이되는 화면의 일 예를 나타낸다.
- 도 23는 일부 실시예에 따른 초음파 영상의 표시 방법의 흐름도를 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0035] 본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 관례, 새로운 기술의 출현 등에 따라 달라질 수 있다. 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 발명의 설명 부분에서 상세히 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 본 발명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 본 발명의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.
- [0036] 명세서 전체에서 어떤 부분이 어떤 구성요소를 포함한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있음을 의미한다. 또한, 명세서에 기재된 부, ??모듈 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어 또는 소프트웨어로 구현되거나 하드웨어와 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.
- [0037] 명세서 전체에서 "초음파 영상"이란 초음파를 이용하여 획득된 대상체(object)에 대한 영상을 의미한다. 또한, 대상체는 사람 또는 동물, 또는 사람 또는 동물의 일부를 포함할 수 있다. 예를 들어, 대상체는 간, 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.
- [0038] 또한, 명세서 전체에서 "사용자"는 의료 전문가로서 의사, 간호사, 임상 병리사, 의료 영상 전문가 등이 될 수 있으며, 의료 장치를 수리하는 기술자가 될 수 있으나, 이에 한정되지는 않는다.
- [0039] 이하에서는 도면을 참조하여 일부 실시예들을 상세히 설명한다.
- [0040] 도 1은 일부 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1000)의 구성을 도시한 블록도이다. 초음파 진단 장치(1000)는 프로브(20), 초음파 송수신부(100), 영상 처리부(200), 통신부(300), 메모리(400), 입력 디바이스(500), 및 제어부(600)를 포함할 수 있으며, 상술한 여러 구성들은 버스(700)를 통해 서로 연결될 수 있다.
- [0041] 초음파 진단 장치(1000)는 카드형뿐만 아니라 휴대형으로도 구현될 수 있다. 휴대형 초음파 진단 장치의 예로는 팩스 뷰어(PACS viewer), 스마트 폰(smart phone), 랩탑 컴퓨터, PDA, 태블릿 PC 등이 있을 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.
- [0042] 프로브(20)는, 초음파 송수신부(100)로부터 인가된 구동 신호(driving signal)에 따라 대상체(10)로 초음파 신호를 송출하고, 대상체(10)로부터 반사된 에코 신호를 수신한다. 프로브(20)는 복수의 트랜스듀서를 포함하며, 복수의 트랜스듀서는 전달되는 전기적 신호에 따라 진동하며 음향 에너지인 초음파를 발생시킨다. 또한, 프로브(20)는 초음파 진단 장치(1000)의 본체와 유선 또는 무선으로 연결될 수 있으며, 초음파 진단 장치(1000)는 구현 형태에 따라 복수 개의 프로브(20)를 구비할 수 있다.
- [0043] 송신부(110)는 프로브(20)에 구동 신호를 공급하며, 펄스 생성부(112), 송신 지연부(114), 및 펄서(116)를 포함한다. 펄스 생성부(112)는 소정의 펄스 반복 주파수(PRF, Pulse Repetition Frequency)에 따른 송신 초음파를 형성하기 위한 펄스(pulse)를 생성하며, 송신 지연부(114)는 송신 지향성(transmission directionality)을 결정하기 위한 지연 시간(delay time)을 펄스에 적용한다. 지연 시간이 적용된 각각의 펄스는, 프로브(20)에 포함된 복수의 압전 진동자(piezoelectric vibrators)에 각각 대응된다. 펄서(116)는, 지연 시간이 적용된 각각의 펄스에 대응하는 타이밍(timing)으로, 프로브(20)에 구동 신호(또는, 구동 펄스(driving pulse))를 인가한다.
- [0044] 수신부(120)는 프로브(20)로부터 수신되는 에코 신호를 처리하여 초음파 데이터를 생성하며, 증폭기(122), ADC(아날로그 디지털 컨버터, Analog Digital converter)(124), 수신 지연부(126), 및 합산부(128)를 포함할 수 있다. 증폭기(122)는 에코 신호를 각 채널(channel) 마다 증폭하며, ADC(124)는 증폭된 에코 신호를 아날로그-디지털 변환한다. 수신 지연부(126)는 수신 지향성(reception directionality)을 결정하기 위한 지연 시간을 디지털 변환된 에코 신호에 적용하고, 합산부(128)는 수신 지연부(126)에 의해 처리된 에코 신호를 합산함으로써 초음파 데이터를 생성한다. 한편, 수신부(120)는 그 구현 형태에 따라 증폭기(122)를 포함하지 않을 수도 있다. 즉, 프로브(20)의 감도가 향상되거나 ADC(124)의 처리 비트(bit) 수가 향상되는 경우, 증폭기(122)는 생략될 수도 있다.
- [0045] 영상 처리부(200)는 초음파 송수신부(100)에서 생성된 초음파 데이터에 대한 주사 변환(scan conversion) 과정을 통해 초음파 영상을 생성하고 디스플레이한다. 한편, 초음파 영상은 A 모드(amplitude mode), B 모드(brightness mode) 및 M 모드(motion mode)에서 대상체를 스캔하여 획득된 그레이 스케일(gray scale)의 영상뿐만 아니라, 도플러 효과(doppler effect)를 이용하여 움직이는 대상체를 표현하는 도플러 영상을 포함할 수도

있다. 도플러 영상은, 혈액의 흐름을 나타내는 혈류 도플러 영상 (또는, 컬러 도플러 영상으로도 불림), 조직의 움직임을 나타내는 티슈 도플러 영상, 및 대상체의 이동 속도를 과형으로 표시하는 스펙트럴 도플러 영상을 포함할 수 있다.

- [0046] B 모드 처리부(212)는, 초음파 데이터로부터 B 모드 성분을 추출하여 처리한다. 영상 생성부(220)는, B 모드 처리부(212)에 의해 추출된 B 모드 성분에 기초하여 신호의 강도가 휘도(brightness)로 표현되는 초음파 영상을 생성할 수 있다.
- [0047] 마찬가지로, 도플러 처리부(214)는, 초음파 데이터로부터 도플러 성분을 추출하고, 영상 생성부(220)는 추출된 도플러 성분에 기초하여 대상체의 움직임을 컬러 또는 과형으로 표현하는 도플러 영상을 생성할 수 있다.
- [0048] 일 실시 예에 의한 영상 생성부(220)는, 볼륨 데이터에 대한 볼륨 렌더링 과정을 거쳐 3차원 초음파 영상을 생성할 수 있으며, 압력에 따른 대상체(10)의 변형 정도를 영상화한 탄성 영상을 생성할 수도 있다. 나아가, 영상 생성부(220)는 초음파 영상 상에 여러 가지 부가 정보를 텍스트, 그래픽으로 표현할 수도 있다. 한편, 생성된 초음파 영상은 메모리(400)에 저장될 수 있다.
- [0049] 디스플레이부(230)는 생성된 초음파 영상을 표시 출력한다. 디스플레이부(230)는, 초음파 영상뿐 아니라 초음파 진단 장치(1000)에서 처리되는 다양한 정보를 GUI(Graphic User Interface)를 통해 화면 상에 표시 출력할 수 있다. 한편, 초음파 진단 장치(1000)는 구현 형태에 따라 둘 이상의 디스플레이부(230)를 포함할 수 있다.
- [0050] 통신부(300)는, 유선 또는 무선으로 네트워크(30)와 연결되어 외부 디바이스나 서버와 통신한다. 통신부(300)는 의료 영상 정보 시스템(PACS, Picture Archiving and Communication System)을 통해 연결된 병원 서버나 병원 내의 다른 의료 장치와 데이터를 주고 받을 수 있다. 또한, 통신부(300)는 의료용 디지털 영상 및 통신(DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine) 표준에 따라 데이터 통신할 수 있다.
- [0051] 통신부(300)는 네트워크(30)를 통해 대상체(10)의 초음파 영상, 초음파 데이터, 도플러 데이터 등 대상체의 진단과 관련된 데이터를 송수신할 수 있으며, CT, MRI, X-ray 등 다른 의료 장치에서 촬영한 의료 영상 또한 송수신할 수 있다. 나아가, 통신부(300)는 서버로부터 환자의 진단 이력이나 치료 일정 등에 관한 정보를 수신하여 대상체(10)의 진단에 활용할 수도 있다. 나아가, 통신부(300)는 병원 내의 서버나 의료 장치뿐만 아니라, 의사나 환자의 휴대용 단말과 데이터 통신을 수행할 수도 있다.
- [0052] 통신부(300)는 유선 또는 무선으로 네트워크(30)와 연결되어 서버(32), 의료 장치(34), 또는 휴대용 단말(36)과 데이터를 주고 받을 수 있다. 통신부(300)는 외부 디바이스와 통신을 가능하게 하는 하나 이상의 구성 요소를 포함할 수 있으며, 예를 들어 근거리 통신 모듈(310), 유선 통신 모듈(320), 및 이동 통신 모듈(330)을 포함할 수 있다.
- [0053] 근거리 통신 모듈(310)은 소정 거리 이내의 근거리 통신을 위한 모듈을 의미한다. 본 발명의 일 실시 예에 따른 근거리 통신 기술에는 무선 랜(Wireless LAN), 와이파이어(Wi-Fi), 블루투스, 지그비(zigbee), WFD(Wi-Fi Direct), UWB(ultra wideband), 적외선 통신(IrDA, infrared Data Association), BLE (Bluetooth Low Energy), NFC(Near Field Communication) 등이 있을 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0054] 유선 통신 모듈(320)은 전기적 신호 또는 광 신호를 이용한 통신을 위한 모듈을 의미하며, 일 실시 예에 의한 유선 통신 기술에는 페어 케이블(pair cable), 동축 케이블, 광섬유 케이블, 이더넷(ethernet) 케이블 등이 포함될 수 있다.
- [0055] 이동 통신 모듈(330)은, 이동 통신망 상에서 기지국, 외부의 단말, 서버 중 적어도 하나와 무선 신호를 송수신한다. 여기에서, 무선 신호는, 음성 호 신호, 화상 통화 호 신호 또는 문자/멀티미디어 메시지 송수신에 따른 다양한 형태의 데이터를 포함할 수 있다.
- [0056] 메모리(400)는 초음파 진단 장치(1000)에서 처리되는 여러 가지 정보를 저장한다. 예를 들어, 메모리(400)는 입/출력되는 초음파 데이터, 초음파 영상 등 대상체의 진단에 관련된 의료 데이터를 저장할 수 있고, 초음파 진단 장치(1000) 내에서 수행되는 알고리즘이나 프로그램을 저장할 수도 있다.
- [0057] 메모리(400)는 플래시 메모리, 하드디스크, EEPROM 등 여러 가지 종류의 저장매체로 구현될 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(1000)는 웹 상에서 메모리(400)의 저장 기능을 수행하는 웹 스토리지(web storage) 또는 클라우드 서버를 운영할 수도 있다.
- [0058] 입력 디바이스(500)는, 사용자로부터 초음파 진단 장치(1000)를 제어하기 위한 데이터를 입력받는 수단을 의미

한다. 입력 디바이스(500)는 키 패드, 마우스, 터치 패널, 터치 스크린, 트랙볼, 조그 스위치 등 하드웨어 구성을 포함할 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니며, 심전도 측정 모듈, 호흡 측정 모듈, 음성 인식 센서, 제스처 인식 센서, 지문 인식 센서, 홍채 인식 센서, 깊이 센서, 거리 센서 등 다양한 입력 수단을 더 포함할 수 있다.

[0059] 제어부(600)는 초음파 진단 장치(1000)의 동작을 전반적으로 제어한다. 즉, 제어부(600)는 도 1에 도시된 프로브(20), 초음파 송수신부(100), 영상 처리부(200), 통신부(300), 메모리(400), 및 입력 디바이스(500) 간의 동작을 제어할 수 있다.

[0060] 프로브(20), 초음파 송수신부(100), 영상 처리부(200), 통신부(300), 메모리(400), 입력 디바이스(500) 및 제어부(600) 중 일부 또는 전부는 소프트웨어 모듈에 의해 동작할 수 있으나 이에 제한되지 않으며, 상술한 구성 중 일부가 하드웨어에 의해 동작할 수도 있다. 또한, 초음파 송수신부(100), 영상 처리부(200), 및 통신부(300) 중 적어도 일부는 제어부(600)에 포함될 수 있으나, 이러한 구현 형태에 제한되지는 않는다.

[0061] 도 2는 일부 실시예에 따른 무선 프로브(2000)의 구성을 도시한 블록도이다. 무선 프로브(2000)는, 도 1에서 설명한 바와 같이 복수의 트랜스듀서를 포함하며, 구현 형태에 따라 도 1의 초음파 송수신부(100)의 구성을 일부 또는 전부 포함할 수 있다.

[0062] 도 2에 도시된 무선 프로브(2000)는, 송신부(2100), 트랜스듀서(2200), 및 수신부(2300)를 포함하며, 각각의 구성에 대해서는 1에서 설명한 바 있으므로 자세한 설명은 생략한다. 한편, 무선 프로브(2000)는 그 구현 형태에 따라 수신 지연부(2330)와 합산부(2340)를 선택적으로 포함할 수도 있다.

[0063] 무선 프로브(2000)는, 대상체(10)로 초음파 신호를 송신하고 에코 신호를 수신하며, 초음파 데이터를 생성하여 도 1의 초음파 진단 장치(1000)로 무선 전송할 수 있다.

[0064] 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치는 도 1 및 도 2에서 설명한 초음파 진단 장치(1000) 및 무선 프로브(2000) 중 적어도 하나에서 획득된 초음파 데이터를 이용하여 초음파 영상을 처리, 생성 및/또는 디스플레이할 수 있는 모든 의료 영상 장치를 포함한다.

[0065] 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치는 대상체를 초음파 스캔(ultrasound scan)하여 획득된 초음파 데이터를 이용하여, 대상체에 포함되는 적어도 하나의 타깃의 크기, 위치 및 개수 중 적어도 하나의 변화를 나타내는 제1 정보를 표시하는 제1 초음파 영상을 디스플레이한다.

[0066] 본원에서 이용되는 대상체는 부인과 질환과 관련하여 검진이 필요한 신체 부위로, 여성의 하복부의 신체 부위가 될 수 있다. 구체적으로, 본원에서 이용되는 대상체는 적어도 하나의 난포를 포함하는 난소가 될 수 있다. 또한, 대상체는 적어도 하나의 종양을 포함하는 자궁, 적어도 하나의 종양을 포함하는 여성의 하복부 신체 부위가 될 수 있다. 또한, 대상체는 적어도 하나의 비정상 조직을 포함하는 특정 신체 부위 또는 특정 장기가 될 수 있다.

[0067] 부인과 질환과 관련하여, 대상체에 포함되는 적어도 하나의 타깃에 대한 추적 관찰이 필요할 때가 있다. 구체적으로, 복수개의 시점에서 대상체를 스캔하여, 복수개의 시점들을 포함하는 시간 동안에 대상체가 어떻게 변화하였는지를 관찰할 필요가 있을 때가 있다. 예를 들어, 다낭성 난소 증후군의 치료를 위하여는 소정 시간 동안 일정 시간 간격으로 난소의 변화를 추적 관찰하여야 한다. 또 다른 예로, 자궁 내에 근종 등과 같은 종양이 있는 경우, 사용자는 일정 시간 간격으로 종양의 변화를 관찰하여, 종양에 대한 치료가 필요한지 아닌지를 판단하여야 한다. 이외에도, 추적 관찰이 필요한 비정상 조직이 있을 경우, 사용자는 일정 시간 간격으로 비정상 조직의 변화를 관찰하여 치료가 필요한지 아닌지를 판단하여야 한다.

[0068] 도 3은 본 발명의 실시예에서 진단 대상이 되는 대상체를 나타내는 도면이다.

[0069] 도 3을 참조하면, 여성의 하복부 신체 부위에는 자궁(310)이 있다. 그리고, 자궁(310)에 포함되는 난관(320)을 통하여 난소(330)가 연결된다. 난소(330)는 여러 개의 난포를 포함하고 배란 시기에 따라 그 중 하나의 난포가 커져서 난소 밖으로 터져나간다 (배란). 그러나 난포가 난소 밖으로 터져나가지 못하고 난소 안에 그대로 남게 되면 낭종이 생긴다. 배란이 일어나지 못하면 생리가 불규칙해지고 불임의 원인이 될 수 있다. 따라서, 난소를 대상으로 하여 난소 자체 및 난소의 배란에 이상이 없는지 여부를 진단하기 위하여, 서로 다른 복수의 시점에서 난소를 관찰할 필요가 있다. 이 경우, 대상체는 난소가 되며, 타깃은 난소에 포함되는 적어도 하나의 난포가 될 수 있다.

[0070] 또한, 자궁(310)의 내부에 인접하여 근종 등과 같은 종양 또는 비정상 조직 등이 발생할 수 있다. 이러한 종양 또는 비정상 조직은 악성 종양인 암 조직과 달리 급박히 수술 등의 조치가 필요하지는 않으나, 불임 등과 같은

여성 질환으로 발전할 수 있으므로, 추적 관찰을 통하여 후속되는 시점에서 어떻게 변화하는지 관찰하여야 할 필요가 있다.

- [0071] 구체적으로, 자궁(310)에 인접한 신체 부위에 발생 가능한 근종으로는 자궁(310)의 내부인 자궁강 안에 생기는 정말하근종(341) 자궁강 외부에 생기는 벽내 근종(342) 또는 자궁의 바깥쪽인 장막에 생기는 장막하근종(343) 등이 있다. 이 경우, 대상체는 자궁(310)을 포함하는 하복부 신체 부위가 되며, 타깃은 특정 근종이 될 수 있다.
- [0072] 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치는 진술한 바와 같이 대상체 포함되는 적어도 하나의 타깃에 대한, 시간의 경과에 따른 추적 관찰 또는 시간의 경과에 따른 변화 관찰이 필요한 경우, 사용자자 더욱 용이하게 서로 다른 복수개의 시점에서의 타깃의 변화를 파악하고 진단할 수 있도록 함으로써, 사용자 편리성이 증대되도록 한다. 이러한 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치는 이하에서 도 4 내지 도 22를 참조하여 상세히 설명한다.
- [0073] 이하에서는, 대상체로 적어도 하나의 난포를 포함하는 난소이며, 타깃은 난소에 포함되는 난포인 경우를 예로 들어 설명한다. 구체적으로, 초음파 진단 장치(도 1의 1000)는 대상체를 스캔하여 난소에 대한 초음파 데이터를 획득할 수 있고, 사용자는 획득된 초음파 데이터에 기초하여 난소를 진단할 수 있다.
- [0074] 도 4a는 정상 난소(normal ovary)의 일 예를 나타낸다.
- [0075] 도 4a를 참고하면, 정상 난소(40)는 수많은 원시 난포(follicle)들(미도시)을 포함한다. 월경 주기가 시작되면, 원시 난포들 중 복수의 원시 난포가 성장을 시작한다. 사람의 경우 대략 6-12개의 원시 난포가 성장을 시작한다. 성장을 시작한 복수의 원시 난포 중 오직 하나의 난포가 우성 난포(dominant follicle)(41)로 선택되고, 우성 난포(41)는 완전히 성숙하여 배란된다.
- [0076] 다낭성 난소 증후군(PCOS, Polycystic ovary syndrome)은 난소 내에 성장한 난포가 정상보다 많이 존재하거나, 성장한 난포의 수는 많아도 이러한 난포들이 배란을 일으킬 만큼 성장을 하지 않는 질병이다. 이는 불임의 원인이 될 수 있다. 예를 들어, 대상체가 사람이고, 난소 내에 2~9 mm의 난포가 12개 이상인 경우, 다낭성 난소 증후군일 수 있다.
- [0077] 도 4b는 다낭성 난소(polycystic ovary)의 일 예를 나타낸다.
- [0078] 도 4b를 참고하면, 도 4a의 정상 난소(40)에 비해 다낭성 난소(50)는 복수의 성장 난포들(51)을 포함한다. 또한 다낭성 난소(50)에는 배란되지 못한 난포들이 낭종들(cysts, 52)을 형성할 수 있다.
- [0079] 다낭성 난포 증후군인 경우, 복수의 성장 난포들(51) 중 하나의 난포만을 성장시켜 배란이 되도록 약물을 투여하여 배란 유도를 할 수 있다. 이하, 배란 유도를 하는 난포를 '선택 난포'라 한다. 선택 난포는 복수의 성장 난포들(51) 중 적어도 하나의 난포가 될 수 있다. 배란 유도 시 선택 난포가 잘 성장하는지 여부에 대한 진단이 필요할 수 있다.
- [0080] 선택 난포의 성장 여부를 진단하기 위해, 시간 경과에 따라 선택 난포의 크기를 추적 검사할 필요가 있다. 이하, 선택 난포와 같이 시간 경과에 따른 변화를 추적할 필요가 있는 대상체의 일부를 '타깃'이라 한다. 따라서, 이하에서는, 난소에 포함되는 '적어도 하나의 난포'를 '적어도 하나의 타깃'이라 칭하겠다.
- [0081] 도 5a는 일부 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치의 블록도이다. 도 5a의 초음파 영상 표시 장치(3000)는 도 1의 초음파 진단 장치(1000)에 포함될 수 있다. 또는 도 5b의 초음파 영상 표시 장치(3000)는 도 1의 초음파 진단 장치(1000)와 네트워크(3)를 통하여 연결되는 의료 장치(34) 또는 휴대용 단말(36)에 포함될 수도 있을 것이다. 또한, 초음파 영상 표시 장치(3000)는 초음파 영상을 획득, 처리 및 디스플레이 할 수 있는 모든 영상 장치가 될 수 있다. 따라서, 도 4a의 초음파 영상 표시 장치(3000)에 포함되는 여러 구성들은 이하에서 따로 언급하지 않더라도 진술한 내용이 적용될 수 있다.
- [0082] 도 5a를 참고하면, 초음파 영상 표시 장치(3000)는 영상 처리부(3100) 및 디스플레이부(3200)를 포함한다.
- [0083] 영상 처리부(3100)는 서로 다른 복수의 시점에서의 적어도 하나의 타깃을 포함하는 대상체를 나타내는 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 획득한다. 그리고, 복수개의 시점 별 초음파 데이터 간의 대응 관계에 기초하여, 복수의 시점 동안에 적어도 하나의 타깃의 변화를 나타내는 제1 정보를 획득한다. 여기서, 제1 정보는 복수의 시점 동안에 적어도 하나의 타깃의 크기, 위치 및 개수 중 적어도 하나의 변화를 나타내는 정보가 포함될 수 있다.
- [0084] 구체적으로, 영상 처리부(3100)는 적어도 하나의 타깃을 포함하는 대상체를 서로 다른 복수의 시점에서 스캔함

으로써 획득되는 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 획득한다. 그리고, 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 영상 정합하여 복수의 시점 동안에 적어도 하나의 타깃의 크기, 위치 및 개수 중 적어도 하나의 변화를 나타내는 제1 정보를 획득한다. 여기서, 대상체는 난포가 되며, 타깃은 난포가 될 수 있다. 구체적으로, 타깃은 전술한 선택 난포와 같이 시간에 따른 추적 관찰을 필요로 하는 난포가 될 수 있다.

- [0085] 예를 들어, 다낭성 난포 증후군 환자의 경우, 배란 유도된 난포를 타깃으로 하여, 배란 주기 동안에 선택 난포가 잘 성장하고 있는지를 관찰할 필요가 있다. 전술한 예에서, 영상 처리부(3100)는 배란 주기에 포함되는 소정 시간 간격 동안의 타깃의 변화를 나타내는 정보인 제1 정보를 획득한다.
- [0086] 구체적으로, 제1 정보는 타깃의 크기, 위치 및 개수의 변화를 포함하는 타깃의 상태 변화를 나타내는 초음파 영상이 될 수 있다. 제1 정보가 초음파 영상인 경우, 제1 정보는 제1 초음파 영상 자체가 될 수 있다. 구체적으로, 제1 정보는 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 영상 정합하여 획득된 제1 초음파 영상 자체가 될 수 있다.
- [0087] 또한, 제1 정보는 타깃의 크기, 위치 및 개수의 변화를 수치적으로 나타내는 수치 값을 포함할 수 있다. 구체적으로, 제1 정보는 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 영상 정합하고, 정합된 영상을 통하여 획득된 타깃의 변화를 나타내는 수치 값이 될 수 있을 것이다.
- [0088] 디스플레이부(3200)는 제1 정보를 표시하는 진단 영상을 포함하는 화면을 디스플레이한다. 여기서, '진단 영상'은 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 영상 정합한 정합 영상에 근거하여 획득되는 영상으로, 사용자가 제1 정보를 시각적으로 인식할 수 있도록 하는 초음파 영상을 뜻한다. 구체적으로, 진단 영상은 적어도 하나의 타깃의 상태가 복수개의 시점 각각에서 서로 구별되도록 표시한 초음파 영상이 될 수 있다. 제1 정보를 표시한 진단 영상은 이하에서 도 10 및 도 11을 참조하여 상세히 설명한다.
- [0089] 또한, 이하에서는, 영상 처리부(3100)가 획득하는 복수개의 시점 별 초음파 데이터는 대상체를 제1 시점에서 스캔하여 획득된 제1 초음파 데이터, 및 상기 대상체를 제2 시점에서 스캔하여 획득된 제2 초음파 데이터를 포함하는 경우를 예로 들어 설명한다. 즉, 이하에서는 제1 시점 및 제1 시점과 다른 제2 시점 각각에서 대상체를 스캔하여 획득된 초음파 데이터를 이용하여, 제1 정보를 획득하는 경우를 예로 들어 설명한다.
- [0090] 구체적으로, 디스플레이부(3200)에서 디스플레이되는 진단 영상은 제1 초음파 데이터에 기초한 적어도 하나의 타깃에 대한 제1 타깃 이미지와 제2 초음파 데이터에 기초한 적어도 하나의 타깃에 대한 제2 타깃 이미지를 중첩하여 표시한 초음파 영상이 될 수 있다.
- [0091] 도 5b는 다른 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치의 블록도이다. 도 5b에 도시된 초음파 영상 표시 장치(3050)는 도 5a에 도시된 초음파 영상 표시 장치(3000)는 통신부(3300) 및 메모리(3400)를 더 포함할 수 있다. 초음파 영상 표시 장치(3050)에 포함되는 여러 구성들은 버스(3500)를 통해 서로 연결될 수 있다.
- [0092] 통신부(3300)는 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 외부적으로 수신할 수 있다. 구체적으로, 초음파 영상 표시 장치(3050)가 자체적으로 초음파 스캔을 통하여 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 획득하지 않는 경우, 외부의 초음파 진단 장치(미도시)로부터 대상체를 서로 다른 시간에 스캔하여 획득된 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 전송받을 수 있다.
- [0093] 구체적으로, 통신부(3300)는 제1 초음파 데이터 및 제2 초음파 데이터를 수신할 수 있다. 통신부(3300)는 제1 초음파 데이터 및 제2 초음파 데이터를 동시에 수신할 수도 있고, 서로 다른 시간에 수신할 수도 있다. 통신부(3300)는 도 1의 초음파 진단 장치(1000) 또는 서버(32) 등으로부터 제1 초음파 데이터 및 제2 초음파 데이터를 수신할 수 있다.
- [0094] 메모리(3400)는 제1 초음파 데이터 및 제2 초음파 데이터 중 적어도 하나를 저장할 수 있다.
- [0095] 제1 초음파 데이터와 제2 초음파 데이터는 각각 이산적인 이미지 요소들(예를 들어, 2차원 이미지에 있어서의 픽셀들 및 3차원 이미지에 있어서의 복셀들)로 구성된 다차원(multi-dimensional) 데이터를 의미할 수 있다. 제1 초음파 데이터 및 제2 초음파 데이터는 각각 복셀들로 구성된 볼륨 데이터일 수 있다. 각 복셀은 복셀값에 대응할 수 있고, 복셀값은 휘도 및/또는 색상 정보일 수 있다.
- [0096] 도 6은 일부 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치에서 획득하는 초음파 데이터의 예를 나타내는 도면이다. 도 6에 있어서, 도면부호 62, 64, 66은 서로 직교하는 새지털 뷰(sagittal view), 코로널 뷰(coronal view) 및 액설 뷰(axial view) 각각을 나타낸다. 또한, 도 6에 있어서, 축(axial) 방향은 초음파 프로브(도 1의 20)의 변환 소자를 기준으로 초음파 신호의 진행 방향을 나타내고, 측면(lateral) 방향은 스캔 라인(scan line)의 이동 방

향을 나타내며, 고도(elevation) 방향은 3차원 초음파 영상의 깊이 방향으로서 프레임(즉, 주사면)의 이동 방향을 나타낸다.

- [0097] 이하에서는, 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치로 도 5b에 도시된 초음파 영상 표시 장치(3050)를 예로 들어 설명한다.
- [0098] 도 7은 도 6과 같은 초음파 데이터로부터 획득되는 초음파 영상들의 예를 도시한다.
- [0099] 도 7을 참고하면, 볼륨 데이터인 초음파 데이터로부터 복수의 초음파 영상들(72, 74, 76, 78)이 획득될 수 있다. 초음파 영상들(72, 74, 76)은 볼륨 데이터의 단면을 영상화한 단면 영상들이고, 초음파 영상(78)은 볼륨 데이터를 볼륨 렌더링한 3차원 초음파 영상이다. 예를 들어, 초음파 영상들(72, 74, 76)은 각각 도 6의 새지틸 뷰(62), 코로널 뷰(64), 액설 뷰(66)를 나타낼 수 있다.
- [0100] 난소에 대한 초음파 데이터로부터 획득된 3차원 초음파 영상(78)은 구형 형상의 복수의 난포나 낭종의 이미지들을 나타낸다. 3차원 초음파 영상(78)에서 부피가 가장 큰 난포 이미지(71)는 다낭성 난소에서 배란 유도되는 선택 난포에 대한 이미지일 수 있다.
- [0101] 초음파 영상들(72, 74, 76)에서 원형 형상의 어두운 영역들은 난포나 낭종의 이미지일 수 있다. 초음파 데이터 내 난포나 낭종에 대한 영역은 낮은 휘도를 가지기 때문이다. 초음파 영상들(72, 74, 76) 각각에서 면적이 가장 큰 난포 이미지(71)는 선택 난포에 대한 단면 이미지일 수 있다.
- [0102] 선택 난포의 성장 여부를 진단하기 위해, 시간 경과에 따라 서로 다른 시점에 대상체를 스캔하여 획득된 초음파 데이터가 이용될 수 있다. 그런데, 서로 다른 시간에 대상체가 스캔되기 때문에, 대상체를 스캔하는 프로브(도 1의 20)의 위치가 변화될 것이다. 이로 인해, 서로 다른 시점에 획득된 초음파 데이터는 각각 서로 다른 좌표계(coordinate system)에서 획득되므로 각 초음파 데이터의 좌표계가 변화될 것이다. 또한 서로 다른 시점에 획득된 초음파 데이터 중 하나의 초음파 데이터에는 존재하나, 다른 초음파 데이터에는 존재하지 않는 아웃라이어(outlier)가 존재할 수 있다. 또한 시간 경과에 따라 난포의 크기가 변화될 것이다. 이와 같은 점들은 초음파 데이터를 이용하여 선택 난포의 성장 여부를 진단하는 것을 어렵게 만들 수 있다. 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치(3000, 3050)에서는 전술한 진단의 어려움을 극복하여, 사용자가 타겟의 변화를 용이하게 파악하여 대상체를 용이하게 진단할 수 있도록, 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 영상 정합하여 제1 정보를 획득 및 표시한다.
- [0103] 도 8은 일부 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치의 영상 처리부에서 수행되는 영상 정합을 나타낸다.
- [0104] 도 8을 참고하면, 제1 초음파 데이터(4000)는 복수의 제1 분할 영역들(SA1)을 포함할 수 있고, 제2 초음파 데이터(5000)는 복수의 제2 분할 영역들(SA2)을 포함할 수 있다. 여기서, 제1 초음파 데이터(4000)는 제1 시점에서 대상체를 스캔하여 획득되며, 제2 초음파 데이터(5000)는 제1 시점과 다른 제2 시점에서 대상체를 스캔하여 획득된다. 도 8에서는 제1 초음파 데이터(4000)와 제2 초음파 데이터(5000)가 2차원 데이터인 것으로 도시되었으나 이는 설명과 도시의 편의를 위한 것이다. 제1 초음파 데이터(4000) 및 제2 초음파 데이터(5000)는 각각 볼륨 데이터일 수 있다.
- [0105] 분할 영역들(SA1, SA2)은 각각 소정 범위에 있는 복셀값을 가지는 복셀들의 집합일 수 있다. 난소에 대한 초음파 데이터(4000, 5000)인 경우, 초음파 데이터 내 난포나 낭종에 대한 영역은 낮은 휘도를 가지므로, 대응하는 복셀들의 복셀값이 낮을 것이다. 분할 영역들(SA1, SA2)은 임계값보다 작은 복셀값을 가지는 복셀들의 집합일 수 있다. 즉, 분할 영역들(SA1, SA2)은 각각 난포나 낭종에 대응하는 복셀들의 집합일 수 있다.
- [0106] 제1 초음파 데이터(4000)의 분할 영역들(SA1) 중 하나의 분할 영역은 제1 타겟 영역(4010)이고, 제2 초음파 데이터(5000)의 분할 영역들(SA2) 중 하나의 분할 영역은 제2 타겟 영역(5010)일 수 있다. 제1 타겟 영역(4010) 및 제2 타겟 영역(5010)은 각각 시간 경과에 따라 변화를 추적하고자 하는 타겟에 대한 분할 영역이다. 구체적으로, 제1 타겟 영역(4010)은 제1 시점에서의 소정 타겟의 상태를 나타내며, 제2 타겟 영역(5010)은 제2 시점에서의 소정 타겟의 상태를 나타낸다. 타겟은 다낭성 난소(도 4b의 50)에 포함된 난소들 중 배란 유도를 하는 선택 난포일 수 있다. 추적 관찰의 대상에 되는 타겟은 적어도 하나의 난포가 될 수 있으나, 설명의 편의상 도 8 및 이하에서 설명된 도면들에서는, 타겟이 하나의 난포, 구체적으로, 선택 난포인 경우를 예로 들어 설명 및 도시한다.
- [0107] 제1 초음파 데이터(4000)와 제2 초음파 데이터(5000)는 서로 다른 시간에 대상체를 스캔함으로써 획득된 것이므로, 제1 초음파 데이터(4000)와 제2 초음파 데이터(5000)는 서로 다른 좌표계(coordinate system)에서

획득된다. 서로 다른 시간에 대상체를 스캔하기 때문에, 대상체를 스캔하는 프로브(도 1의 20)의 위치가 변화될 수 있기 때문이다.

- [0108] 영상 처리부(도 5b의 3100)는 제1 초음파 데이터(4000) 및 제2 초음파 데이터(5000)를 영상 정합(image registration)한다. 영상 정합은 제1 초음파 데이터(4000)와 제2 초음파 데이터(5000)를 하나의 좌표계로 변환하는 영상 처리이다. 영상 처리부는 제1 초음파 데이터(4000)에 정합하도록 제2 초음파 데이터(5000)를 변환하여 제2 정합 데이터(5100)를 획득할 수 있다. 또한, 반대로, 영상 처리부(3100)는 제2 초음파 데이터(5000)에 정합하도록 제1 초음파 데이터(4000)를 변환하여 제1 정합 데이터(미도시)를 획득할 수도 있다. 이하에서는, 제1 초음파 데이터(4000)에 정합하도록 제2 초음파 데이터(5000)를 변환한 경우를 예로 들어 설명 및 도시한다. 영상 정합은 다양한 영상 처리 기법을 통해 수행될 수 있다. 예를 들어, 영상 처리부는 제1 초음파 데이터(4000)를 고정시키고, 제2 초음파 데이터(5000)를 공간적으로 변형해 제1 초음파 데이터(4000)에 정렬(align)시킴으로써 제2 정합 데이터(5100)를 획득할 수 있다. 또는, 영상 처리부는 제1 초음파 데이터(4000)를 고정시키고, 제2 초음파 데이터(5000)를 평행 이동(translation), 회전(rotation) 등의 선형 변환(linear transformation)시킴으로써 제2 정합 데이터(5100)를 획득할 수 있다.
- [0109] 제1 초음파 데이터(4000) 및 제2 초음파 데이터(5000)가 영상 정합되면, 제1 분할 영역들(SA1) 및 제2 분할 영역들(SA2) 중 적어도 한 쌍(pair)의 분할 영역이 영상 정합될 수 있다. 특히, 제1 타깃 영역(4010) 및 제2 타깃 영역(5010)이 정합될 수 있다. 즉, 제1 타깃 영역(4010)과 제2 타깃 영역(5010)이 중첩될 수 있다.
- [0110] 제1 타깃 영역(4010)은 제1 분할 영역들(SA1) 중 가장 큰 부피를 가지는 영역일 수 있고, 제2 타깃 영역(5010) 역시 제2 분할 영역들(SA2) 중 가장 큰 부피를 가지는 영역일 수 있다. 또는, 타깃 영역(4010, 5010)은 정합된 분할 영역들(SA1, SA2)의 쌍들 중에서 부피 변화가 가장 큰 한 쌍의 분할 영역일 수도 있다.
- [0111] 도 9는 일부 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치의 영상 처리부에서 획득되는 진단 영상의 일 예를 나타낸다.
- [0112] 도 8 및 도 9를 참고하면, 진단 영상(6000)은 영상 정합된 제1 초음파 데이터(4000) 및 제2 초음파 데이터(5000)에 기초하여 획득된다. 진단 영상(6000)은 제1 초음파 데이터(4000) 및 제2 정합 데이터(5100)에 기초하여 볼륨 렌더링한 영상일 수 있다. 또는, 진단 영상(6000)은 제1 초음파 데이터(4000) 및 제2 정합 데이터(5100)로부터 획득되는 단면 영상일 수 있다.
- [0113] 구체적으로, 제1 초음파 영상(6000)은 복수의 시점 동안에 상기 적어도 하나의 타깃의 크기, 위치 및 개수 중 적어도 하나의 변화를 나타내는 제1 정보를 표시한다.
- [0114] 구체적으로, 진단 영상(6000)은 정합된 분할 영역들(SA1, SA2)의 이미지들(SI)을 포함할 수 있다. 이미지들(SI) 각각은 정합된 한 쌍의 분할 영역들(SA1, SA2)에 대한 이미지일 수 있다. 영상 처리부는 이미지들(SI) 각각이 서로 구분 가능하게 표시되도록 영상 처리할 수 있다. 또한, 영상 처리부는 정합된 한 쌍의 분할 영역들(SA1, SA2)에서 제1 분할 영역(SA1)과 제2 분할 영역(SA2)이 서로 구분 가능하게 표시되도록 영상 처리할 수도 있다. 예를 들어, 진단 영상(6000)에서 분할 영역들(SA1, SA2)의 이미지들(SI)은 윤곽선, 색상 및 패턴 등으로 구별될 수 있다.
- [0115] 특히, 진단 영상(6000)은 제1 타깃 이미지(4020)와 제2 타깃 이미지(5020)를 포함할 수 있다. 진단 영상(6000)에서 제1 타깃 이미지(4020)와 제2 타깃 이미지(5020)는 중첩되어 표시될 수 있다. 제1 타깃 이미지(4020)는 제1 초음파 데이터(4000)에 기초한 타깃에 대한 이미지이다. 즉, 제1 타깃 영역(4010)의 복셀값들에 기초한 타깃에 대한 이미지일 수 있다. 마찬가지로, 제2 타깃 이미지(5020)는 제2 초음파 데이터(5000)에 기초한 타깃에 대한 이미지이다. 즉, 제2 타깃 영역(5010)의 복셀값들에 기초한 타깃에 대한 이미지일 수 있다.
- [0116] 도 9를 참조하면, 제1 초음파 영상(6000)은 전술한 바와 같이, 난소에 포함되는 특정된 난포인 타깃의 제1 시점에서의 상태인 제1 타깃 이미지(4020) 및 타깃의 제2 시점에서의 상태인 제2 타깃 이미지(5020)를 정합 및 중첩되어 표시한다. 따라서, 사용자는 제1 초음파 영상(6000)을 보고, 타깃의 제1 시점 및 제2 시점 간의 변화를 용이하게 파악할 수 있다. 또한, 도 9를 포함하여 이하에서 참조될 도면에서는 2차원 제1 초음파 영상을 예로 들어 도시하였으나, 3차원 제1 초음파 영상이 이용될 수 있음은 자명하다.
- [0117] 또한, 영상 처리부는 진단 영상(6000)에서 제1 타깃 이미지(4020)와 제2 타깃 이미지(5020)가 구분 가능하게 표시되도록 영상 처리할 수 있다. 예를 들어, 진단 영상(6000)에서 제1 타깃 이미지(4020)와 제2 타깃 이미지(5020)는 서로 다른 색상으로 구분되거나, 서로 다른 종류의 윤곽선으로 구분되거나, 서로 다른 종류의 패턴으로 구분될 수 있다.

- [0118] 또는, 영상 처리부는 진단 영상(6000)에서 제1 타깃 이미지(4020)와 제2 타깃 이미지(5020) 사이의 차이 부분이 강조되어 표시되도록 영상 처리할 수도 있다. 예를 들어, 진단 영상(6000)에서 차이 부분은 다른 부분과 구별되는 색상으로 하이라이트될 수 있다.
- [0119] 이와 같이, 일부 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치는 사용자가 시간의 경과에 따른 대상체의 변화를 직관적으로 그리고 용이하게 인식할 수 있게 한다. 따라서, 사용자는 시간 경과에 따른 대상체 또는 대상체에 포함되는 타깃의 변화를 용이하게 진단할 수 있다. 타깃이 다낭성 난소에 포함된 난소들 중 배란 유도되는 선택 난포인 경우, 일부 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치는 사용자가 시간 경과에 따라 선택 난포의 크기 변화를 용이하게 인식할 수 있게 하여, 선택 난포가 시간의 경과에 따라 잘 성장하는지 여부를 용이하게 진단할 수 있게 한다.
- [0120] 도 10은 일부 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치의 영상 처리부에서 획득되는 진단 영상의 다른 예를 나타낸다.
- [0121] 도 8 및 도 10을 참고하면, 영상 처리부는 제1 초음파 데이터(4000)에 기초하여 타깃의 크기인 제1 크기를 획득할 수 있고, 제2 초음파 데이터(5000)에 기초하여 타깃의 크기인 제2 크기를 획득할 수 있다. 구체적으로, 타깃의 제1 크기 및 제2 크기는 각각 제1 타깃 영역(4010) 및 제2 타깃 영역(5010)에 기초하여 획득될 수 있다. 제1 크기 및 제2 크기는 각각 제1 타깃 영역(4010) 및 제2 타깃 영역(5010)의 부피, 장축 길이, 단축 길이, 반지름, 지름, 및 단면의 면적 중 적어도 하나가 수 있다.
- [0122] 디스플레이부(도 5b의 3200)는 제1 타깃 이미지(4021) 및 제2 타깃 이미지(5021)가 중첩되어 표시되는 진단 영상(6001) 외에도 타깃의 크기 정보(6030)를 더 디스플레이할 수 있다. 타깃의 크기 정보(6030)는 제1 크기 및 제2 크기를 포함할 수 있다. 또한, 디스플레이되는 타깃의 크기 정보(6030)는 시간 경과에 따른 상기 타깃의 크기 변화에 대한 정보를 더 포함할 수 있다. 예를 들어, 제1 크기 및 제2 크기의 차이, 제1 크기 및 제2 크기에 기초한 크기 변화율 등일 수 있다.
- [0123] 도 11은 일부 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치의 디스플레이부의 화면의 예를 나타낸다.
- [0124] 도 8 및 도 11을 참고하면, 디스플레이부의 화면(3201)에는 진단 영상(6003) 외에도 제1 영상(4003), 제2 영상(5003)이 함께 디스플레이될 수 있다. 진단 영상(6003)에서 제1 타깃 이미지(4023)와 제2 타깃 이미지(5023)는 중첩되어 표시된다. 여기서, 제1 영상(4003) 및 제2 영상(5003)은 정합된 복수개의 시점 별 초음파 데이터, 구체적으로, 제1 초음파 데이터(4000) 및 제2 정합 데이터(5100),에 근거하여 획득되며, 상호 동일한 좌표계로 표시된 복수개의 시점 별 초음파 영상이다. 구체적으로, 제1 영상(4003)은 제1 초음파 데이터(4000)에 기초한 영상으로 제1 타깃 이미지(4022)를 포함하고, 제2 영상(5003)은 제2 정합 데이터(5100)에 기초한 영상으로 제2 타깃 이미지(5022)를 포함한다. 제1 영상(4003)은 제1 초음파 데이터(4000)를 볼륨 렌더링한 영상일 수 있고, 제2 영상(5003)은 제2 정합 데이터(5100)를 볼륨 렌더링한 영상일 수 있다. 또는, 제1 영상(4003)은 제1 초음파 데이터(4000)에서 타깃 영역(4010)의 단면을 포함하는 단면 영상일 수 있고, 제2 영상(5003)은 제2 정합 데이터(5100)에서 타깃 영역(5010)의 단면을 포함하는 단면 영상일 수 있다. 이때, 각 단면은 영상 정합된 제1 초음파 데이터(4000) 및 제2 정합 데이터(5100)에서 정합된 동일한 단면일 수 있다.
- [0125] 도 11과 같이, 제1 영상(4003) 및 제2 영상(5003)은 화면(3201)에 동시에 함께 디스플레이될 수 있다. 또는, 제1 영상(4003) 및 제2 영상(5003)은 순차적으로 디스플레이될 수도 있다. 제1 초음파 데이터(4000)는 제1 시점에 대상체를 스캔하여 획득되고, 제2 초음파 데이터(5000)는 제1 시점 이후인 제2 시점에 대상체를 스캔하여 획득된 경우, 제1 영상(4003)이 먼저 디스플레이되고, 제2 영상(5003)은 그 후에 디스플레이될 수 있다.
- [0126] 이와 같이, 일부 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치는 제1 초음파 데이터 및 제2 초음파 데이터를 영상 정합하여 획득된 진단 영상을 디스플레이함으로써, 사용자가 시간의 경과에 따른 타깃의 변화를 직관적으로 그리고 용이하게 인식할 수 있게 한다.
- [0127] 도 12 및 도 13은 일부 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치의 영상 처리부에서 영상 정합으로 진단 영상을 획득하는 과정을 나타낸다.
- [0128] 도 12를 참고하면, 영상 처리부(도 5b의 3100)는 제1 초음파 데이터(7000) 및 제2 초음파 데이터(8000) 각각을 세그멘테이션(segmentation)하여 복수의 분할 영역들(1a-5a, 1b-7b)을 검출할 수 있다. 도 12에서는 제1 초음파 데이터(7000)와 제2 초음파 데이터(8000)가 2차원 데이터인 것으로 도시되었으나 이는 설명과 도시의 편의를 위한 것이다. 제1 초음파 데이터(7000) 및 제2 초음파 데이터(8000)는 각각 볼륨 데이터일 수 있다.

- [0129] 제1 초음파 데이터(7000)는 복수의 분할 영역들(1a-5a)을 포함할 수 있고, 제2 초음파 데이터(8000)는 복수의 분할 영역들(1b-7b)을 포함할 수 있다. 분할 영역들(1a-5a, 1b-7b)은 각각 난포나 낭종에 대응하는 픽셀들의 집합 또는 복셀들의 집합일 수 있다. 영상 처리부는 픽셀값 또는 복셀값들에 기초하여 제1 초음파 데이터(7000) 및 제2 초음파 데이터(8000)를 세그멘테이션할 수 있다. 각 분할 영역들(1a-5a, 1b-7b)은 각각 소정 범위에 있는 복셀값을 가지는 복셀들의 집합으로 형성되는 영역일 수 있다. 영상 처리부는 분할 영역들(1a-5a, 1b-7b)이 서로 구별되도록 각 분할 영역들(1a-5a, 1b-7b)에 레이블(label)을 설정할 수 있다.
- [0130] 영상 처리부는 랜덤 샘플 컨센서스(random sample consensus; RANSAC)를 통해 제1 초음파 데이터와 제2 초음파 데이터를 영상 정합할 수 있다. 랜덤 샘플 컨센서스는 임의로 샘플 데이터들을 선택한 후 최대 컨센서스가 형성되는 샘플 데이터들을 선택하는 방식이다. 랜덤 샘플 컨센서스를 통해 아웃라이어(outlier)가 제거될 수 있다. 아웃라이어는 제1 초음파 데이터에는 있으나 제2 초음파 데이터에는 없는 것이거나, 또는 그 반대에 해당하는 것이다. 도 12에서는 제2 초음파 데이터(8000)의 분할 영역(7b)이 아웃라이어에 해당한다. 아웃라이어는 영상 정합의 정확도를 감소시킬 수 있다. 따라서, 랜덤 샘플 컨센서스를 통해 아웃라이어를 제거하여 영상 정합의 정확도가 증가될 수 있다.
- [0131] 영상 처리부는 제1 초음파 데이터(7000) 및 제2 초음파 데이터(8000)에 포함되는 각 분할 영역(1a-5a, 1b-6b)에 대해 기준점(11a-15a, 11b-16b)을 검출할 수 있다. 기준점(11a-15a, 11b-16b)은 분할 영역(1a-5a, 1b-6b)의 무게중심점이거나 평균점일 수 있다.
- [0132] 또한, 영상 처리부는 각 분할 영역(1a-5a, 1b-6b)마다 볼륨 정보를 획득할 수 있다. 예를 들어, 볼륨 정보는 분할 영역(1a-5a, 1b-6b)에 대한 정보로서, 분할 영역(1a-5a, 1b-6b)의 부피, 장축 길이, 단축 길이, 형상 등일 수 있다.
- [0133] 도 12 및 13을 참고하면, 영상 처리부는 제1 초음파 데이터(7000) 및 제2 초음파 데이터(8000)를 영상 정합함으로써, 제2 초음파 데이터(8000)를 변환하여 제1 초음파 데이터(7000)에 정합되는 제2 정합 데이터(8100)를 획득할 수 있다. 제2 정합 데이터(8100)는 제1 초음파 데이터(7000)에 포함되는 제1 기준점들(11a-15a)과 제2 초음파 데이터(8000)에 포함되는 제2 기준점들(11b-16b)을 매칭하고, 그 매칭에 기초하여 통해 획득될 수 있다.
- [0134] 영상 처리부는 영상 정합된 제1 초음파 데이터(7000) 및 제2 정합 데이터(8100)에 기초하여 진단 영상(9000)을 획득할 수 있다. 진단 영상(9000)에서 제1 타깃 이미지(9100)와 제2 타깃 이미지(9200)는 중첩되어 표시될 수 있다. 진단 영상(9000)은 상술한 진단 영상에 대한 내용이 모두 적용 가능하므로 중복되는 설명을 생략한다.
- [0135] 영상 처리부는 제1 초음파 데이터(7000) 및 제2 초음파 데이터(8000) 각각에서 복수의 분할 영역들(1a-5a, 1b-7b) 중 하나의 분할 영역을 타깃에 대한 분할 영역인 타깃 영역(2a, 5b)으로 검출할 수 있다. 제1 초음파 데이터(7000) 및 제2 초음파 데이터(8000) 각각에서 타깃 영역(2a, 5b)은 제1 타깃 영역(도 8의 4010)과 제2 타깃 영역(도 8의 5010)에 대응할 수 있다. 따라서 타깃 영역(2a, 5b)은 상술한 타깃 영역에 대한 내용이 모두 적용 가능하므로 중복되는 설명을 생략한다.
- [0136] 타깃 영역(2a, 5b)은 각 분할 영역(1a-5a, 1b-6b)에 대한 볼륨 정보에 기초하여 검출될 수 있다. 예를 들어, 분할 영역(1a-5a, 1b-6b)의 형상, 분할 영역(1a-5a, 1b-6b)의 부피 등에 기초하여 타깃 영역(2a, 5b)이 검출될 수 있다. 또는, 영상 정합을 완료한 후에 타깃 영역(2a, 5b)이 검출될 수도 있다.
- [0137] 영상 처리부는 ICP(iterative closest point)를 통해 제1 초음파 데이터(7000) 및 제2 초음파 데이터(8000)를 영상 정합할 수 있다.
- [0138] 도 14 내지 도 17에서 ICP를 통한 영상 정합이 도시된다.
- [0139] 도 14를 참고하면, 영상 처리부는 제1 초음파 데이터의 기준점들(11a-15a) 각각에 대해 제2 초음파 데이터의 기준점들(11b-16b) 중 가장 가까운 기준점을 검출하여 매칭시킬 수 있다.
- [0140] 제1 초음파 데이터의 기준점들(11a, 12a, 13a, 15a)은 제2 초음파 데이터의 기준점들(11b-16b) 중 가장 가까운 기준점(11b)과 매칭될 수 있고, 제1 초음파 데이터의 기준점(14a)은 제2 초음파 데이터의 기준점(15b)과 매칭될 수 있다.
- [0141] 영상 처리부는 제1 초음파 데이터의 기준점들(11a-15a) 각각을 제2 초음파 데이터의 기준점들(11b-16b) 중 하나와 매칭시킬 때, 기준점들 사이의 거리 및 기준점들 사이의 볼륨 정보에 기초하여 기준점들을 매칭시킬 수 있다. 영상 처리부는 볼륨 정보에 기초하여 기준점들 각각에 가중치를 적용하여 기준점들을 매칭시킬 수 있다. 예를 들어, 제1 초음파 데이터의 기준점의 볼륨 정보와 유사한 볼륨 정보를 가진 제2 초음파 데이터의 기준점에

는 다른 기준점들에 비해 높은 가중치가 적용될 수 있다. 반대로 제1 초음파 데이터의 기준점의 볼륨 정보와 유사하지 않은 볼륨 정보를 가진 제2 초음파 데이터의 기준점에는 다른 기준점들에 비해 낮은 가중치가 적용될 수 있다. 즉, 복수의 기준점 각각은 서로 다른 가중치가 적용될 수 있다. 각 기준점에 적용되는 가중치는 그 기준점의 분할 영역에 대한 볼륨 정보에 기초하여 결정될 수 있다.

- [0142] 영상 처리부는 매칭 결과에 기초하여 제2 초음파 데이터를 변환시킬 수 있다. 예를 들어, 영상 처리부는 매칭 결과에 기초하여 제2 초음파 데이터의 평행 이동 정도 및/또는 회전 정도를 획득하고, 그에 따라 제2 초음파 데이터를 선형 변환시킬 수 있다.
- [0143] 도 15는 제1 초음파 데이터의 기준점들(11a-15a) 및 도 14에서 수행된 매칭 결과에 따라 변환된 제2 초음파 데이터의 기준점들(11b-16b)을 도시한다.
- [0144] 도 15를 참고하면, 영상 처리부는 다시 제1 초음파 데이터의 기준점들(11a-15a) 각각에 대해 제2 초음파 데이터의 기준점들(11b-16b) 중 가장 가까운 기준점을 매칭한다.
- [0145] 제1 초음파 데이터의 기준점들(11a, 12a)은 제2 초음파 데이터의 기준점(11b)과 매칭될 수 있고, 제1 초음파 데이터의 기준점들(13a, 15a)은 제2 초음파 데이터의 기준점(12b)과 매칭될 수 있고, 제1 초음파 데이터의 기준점(14a)은 제2 초음파 데이터의 기준점(15b)과 매칭될 수 있다.
- [0146] 영상 처리부는 매칭 결과에 기초하여 다시 제2 초음파 데이터를 변환시킬 수 있다.
- [0147] 도 16은 제1 초음파 데이터의 기준점들(11a-15a) 및 도 15에서 수행된 매칭 결과에 따라 변환된 제2 초음파 데이터의 기준점들(11b-16b)을 도시한다.
- [0148] 도 16을 참고하면, 영상 처리부는 다시 제1 초음파 데이터의 기준점들(11a-15a) 각각에 대해 제2 초음파 데이터의 기준점들(11b-16b) 중 가장 가까운 기준점을 매칭한다. 제1 초음파 데이터의 기준점들(11a, 12a, 13a, 14a, 15a)은 각각 제2 초음파 데이터의 기준점(11b, 15b, 12b, 16b, 13b)과 매칭될 수 있다. 영상 처리부는 매칭 결과에 따라 다시 제2 초음파 데이터를 변환시킬 수 있다.
- [0149] 도 17은 제1 초음파 데이터의 기준점들(11a-15a) 및 도 16에서 수행된 매칭 결과에 따라 변환된 제2 초음파 데이터의 기준점들(11b-16b)을 도시한다.
- [0150] 도 17을 참고하면, 제1 초음파 데이터의 기준점들(11a-15a) 각각은 제2 초음파 데이터의 기준점들(11b-16b) 중 하나와 일치한다. 따라서 제1 초음파 데이터와 제2 초음파 데이터의 영상 정합이 완료된다.
- [0151] 다시 도 13을 참고하면, 영상 정합이 완료된 후, 영상 처리부는 제1 초음파 데이터(도 13의 7000) 및 제2 정합 데이터(도 13의 8100) 각각에서 복수의 분할 영역들(1a-5a, 1b-6b) 중 하나의 분할 영역을 타깃 영역(2a, 5b)으로 검출할 수 있다. 타깃 영역(2a, 5b)은 각 분할 영역(1a-5a, 1b-6b)에 대한 볼륨 정보에 기초하여 검출될 수 있다. 예를 들어, 분할 영역(1a-5a, 1b-6b)의 형상, 분할 영역(1a-5a, 1b-6b)의 부피, 분할 영역(1a-5a, 1b-6b)의 부피 변화 중 적어도 하나에 기초하여 타깃 영역(2a, 5b)이 검출될 수 있다.
- [0152] 도 18은 일부 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치의 영상 처리부에서 수행되는 영상 정합을 위한 초음파 데이터 처리를 도시한다.
- [0153] 도 18을 참고하면, 도 12의 제1 초음파 데이터(7000) 및 제2 초음파 데이터(8000)를 영상 정합하기 위해, 영상 처리부는 제2 초음파 데이터(8000)를 다양하게 변환시켜 제2 초음파 데이터 셋(8000, 8001, 8002, 8003)을 획득할 수 있다. 제2 초음파 데이터 셋(8000, 8001, 8002, 8003)은 제2 초음파 데이터(8000)를 공간적으로 변형하거나 선형 변환시킴으로써 획득될 수 있다. 영상 처리부는 ICP를 통해 제1 초음파 데이터(7000)와 제2 초음파 데이터 셋(8000, 8001, 8002, 8003)에 속하는 변환된 제2 초음파 데이터 각각을 영상 정합할 수 있다.
- [0154] 제1 초음파 데이터(7000)와 제2 초음파 데이터(8000)가 많이 어긋나 있는 경우, ICP를 통한 기준점 매칭에 오류가 생길 수 있어 영상 정합의 정확도가 감소할 수 있다. 따라서 도 18과 같이 제2 초음파 데이터(8000)를 다양하게 변환하여 제1 초음파 데이터(7000)와 영상 정합을 수행하면, 영상 정합의 정확도가 증가될 수 있다.
- [0155] 이와 같이, 영상 처리부는 ICP를 통해 제1 초음파 데이터 및 제2 초음파 데이터를 영상 정합할 수 있다. 영상 처리부는 ICP 외에도 다양한 영상 정합 방식을 통해 제1 초음파 데이터 및 제2 초음파 데이터를 영상 정합할 수 있다. 영상 정합 방식의 예로는 상호 정보(mutual information), 상관 계수(correlation coefficient), 비-이미지 균일성(ratio-image uniformity), 부분화된 강도 균일성(partitioned intensity uniformity) 등이 있다.

- [0156] 도 19a 및 도 19b는 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치에서 디스플레이되는 화면의 일 예를 나타낸다. 구체적으로, 도 19a는 디스플레이부(3200)에서 디스플레이되는 화면의 일 예를 나타내는 도면이다. 도 19b는 디스플레이부(3200)에서 디스플레이되는 화면의 다른 예를 나타내는 도면이다.
- [0157] 영상 처리부(3100)는 복수개의 시점 별 초음파 데이터에 근거하여 복수개의 시점 별 초음파 영상을 생성할 수 있다. 도 19a 및 도 19b에서는 서로 구별되는 3개의 시점인 제1 시점, 제2 시점 및 제3 시점 각각에서 대상체를 스캔하여 획득된 초음파 데이터를 이용하는 경우를 예로 들어 도시한다.
- [0158] 구체적으로, 도 19a를 참조하면, 영상 처리부(3100)는 제1 시점에서 대상체를 스캔하여 획득된 제1 초음파 데이터를 이용하여 제1 영상(1910)을 획득하고, 제1 시점에 후속하는 제2 시점에서 대상체를 스캔하여 획득된 제2 초음파 데이터를 이용하여 제2 영상(1911)을 획득하며, 제2 시점에 후속하는 제3 시점에서 대상체를 스캔하여 획득된 제3 초음파 데이터를 이용하여 제3 영상(1912)을 획득한다. 그리고, 영상 처리부(3100)는 제1 초음파 데이터, 제2 초음파 데이터 및 제3 초음파 데이터의 영상 정합을 수행하여, 제1 정보를 포함하는 적어도 하나의 진단 영상(1941, 1942)를 획득할 수 있다.
- [0159] 또한, 디스플레이부(3200)에 디스플레이되는 화면(1901)은 복수개의 시점 별 초음파 데이터에 근거하여 획득된 복수개의 시점 별 초음파 영상(1910, 1911, 1912)을 포함할 수 있다. 또한, 복수개의 시점 별 초음파 영상(1910, 1911, 1912)은 스캔 시점의 순서에 따라서 정렬될 수 있다. 구체적으로, 화면(1901)의 일 축(1920)으로는 시간 순서가 정렬되며, 다른 축(1921)으로는 영상들이 정렬될 수 있다.
- [0160] 도 19a를 참조하면, 제1 시점인 2014년 7월 1일자에 대상체를 스캔한 결과 획득된 제1 영상(1910)은 타깃을 나타내는 타깃 영역(1931)을 포함한다. 그리고, 제2 시점인 2014년 7월 11일자에 대상체를 스캔한 결과 획득된 제2 영상(1911)은 타깃을 나타내는 타깃 영역(1932)을 포함한다. 또한, 제3 시점인 2014년 7월 21일자에 대상체를 스캔한 결과 획득된 제3 영상(1912)은 타깃을 나타내는 타깃 영역(1933)을 포함한다. 도시된 바와 같이, 제1 영상(1910), 제2 영상(1911) 및 제3 영상(1912)은 화면(1901)의 첫 번째 행에 배치될 수 있다. 그리고, 제1 영상(1910)과 제2 영상(1911)을 정합하여 획득된 진단 영상(1941) 및 제2 영상(1911) 및 제3 영상(1912)을 정합하여 획득된 진단 영상(1942)은 화면(1901)의 두 번째 행에 배치될 수 있다.
- [0161] 사용자는 도시된 화면(1901)을 통하여 서로 다른 두 시점에서의 타깃의 변화를 용이하게 파악할 수 있다.
- [0162] 도 19b에 있어서, 도 19a에서와 중복되는 설명은 생략한다.
- [0163] 도 19b를 참조하면, 영상 처리부(3100)는 제1 시점, 제2 시점 및 제3 시점에서의 타깃의 상태 변화가 하나의 진단 영상(1960) 상에 나타나도록, 진단 영상(1960)을 생성할 수 있다.
- [0164] 구체적으로, 영상 처리부(3100)는 제1 영상(1910), 제2 영상(1911) 및 제3 영상(1912)를 함께 영상 정합하고, 영상 정합된 제1 영상(1910), 제2 영상(1911) 및 제3 영상(1912)을 중첩하여 표시한 진단 영상(1960)을 획득할 수 있다.
- [0165] 따라서, 화면(1950)에 포함되는 진단 영상(1960)에는 제1 시점에서의 타깃을 나타내는 제1 타깃 영역(1931)에 대응되는 제1 타깃 영역(1943), 제2 시점에서의 타깃을 나타내는 제2 타깃 영역(1932)에 대응되는 제1 타깃 영역(1944) 및 제3 시점에서의 타깃을 나타내는 제3 타깃 영역(1933)에 대응되는 제3 타깃 영역(1945)이 모두 중첩되어 표시된다. 사용자는 화면(1950)을 통하여 시간 순서에 따른 타깃의 변화를 용이하게 파악할 수 있다.
- [0166] 도 20a는 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치에서 디스플레이되는 화면의 다른 예를 나타낸다. 구체적으로, 도 20a는 디스플레이부(3200)에서 디스플레이되는 화면의 일 예를 나타내는 도면이다.
- [0167] 영상 처리부(3100)는 정합된 복수개의 시점 별 초음파 데이터에 근거하여 획득된 복수개의 시점 별 초음파 영상을 획득하며, 복수개의 시점 별 초음파 영상 각각에 가중치를 설정할 수 있다. 여기서, 가중치는 대응되는 시점 별 초음파 영상에 적용되어, 대응되는 시점 별 초음파 영상이 진단 영상 상에서 가중 또는 가감되어 표시되도록 하는 값이다. 또한, 가중치는 사용자가 설정하거나, 영상 처리부(3100)가 자체적으로 설정할 수도 있다. 또한, 진단 영상(6003)은 가중치가 설정된 복수개의 시점 별 초음파 영상을 중첩하여 표시한 영상이 될 수 있다. 도 20a 및 도 20b에서는 사용자가 가중치를 설정하는 경우를 예로 들어 도시하였다.
- [0168] 구체적으로, 도 20a는 제1 영상(4003) 및 제2 영상(5003) 각각에 적용되는 가중치를 개별적으로 설정하기 위한 사용자 인터페이스 화면(2010)을 도시한다. 또한, 도 20b는 제1 영상(4003) 및 제2 영상(5003)에 적용되는 가중치를 한번에 설정하기 위한 사용자 인터페이스 화면(2050)을 도시한다.

- [0169] 도 20a을 참조하면, 화면(210)은 사용자 인터페이스 화면이 될 수 있다. 화면(210)은 제1 영상(4003)에 적용되는 제1 가중치를 설정하기 위한 제1 메뉴(2011) 및 제2 영상(5003)에 적용되는 제2 가중치를 설정하기 위한 제2 메뉴(2012)를 포함할 수 있다.
- [0170] 또한, 제1 메뉴(2011)은 설정 가능한 가중치 값의 범위(-1 부터 1) 내에서 가중치 값을 설정하는 커서(2014)를 포함하며, 제2 메뉴(2012)은 설정 가능한 가중치 값의 범위(예를 들어, -1 부터 1) 내에서 가중치 값을 설정하는 커서(2015)를 포함할 수 있다. 가중치 값이 하위 한계값(예를 들어, -1)으로 설정되면, 해당 영상은 진단 영상(6003) 내에서 가장 연하게 표시되고, 가중치 값이 상위 한계값(예를 들어, 1)으로 설정되면 해당 영상은 진단 영상(6003) 내에서 가장 진하게 표시된다. 그리고, 가중치 값이 설정 가능 범위의 중간 값으로 설정되면, 해당 영상은 진단 영상(6003) 내에서 표시 정도로 표시되게 된다.
- [0171] 구체적으로, 제1 영상(4003)에 적용되는 제1 가중치가 0 이고, 제2 영상(5003) 내에 적용되는 제2 가중치가 0 이면, 진단 영상(6003)은 도 10 내지 도 11에서 설명한 진단 영상(6001, 6003)에서와 동일하게 표시될 것이다. 또 다른 예로, 제1 영상(4003)에 적용되는 제1 가중치가 -1 이고, 제2 영상(5003) 내에 적용되는 제2 가중치가 1 이면, 진단 영상(6003)에 있어서, 제1 타깃 이미지(4023)는 연하게 표시되고 제2 타깃 이미지(5023) 진하게 표시될 것이다. 또 다른 예로, 제1 영상(4003)에 적용되는 제1 가중치가 1 이고, 제2 영상(5003) 내에 적용되는 제2 가중치가 1 이면, 진단 영상(6003)에 있어서, 제1 타깃 이미지(4023) 및 제2 타깃 이미지(5023) 모두 가장 진하게 표시될 것이다. 또 다른 예로, 제1 영상(4003)에 적용되는 제1 가중치가 -1 이고, 제2 영상(5003) 내에 적용되는 제2 가중치가 -1 이면, 진단 영상(6003)에 있어서, 제1 타깃 이미지(4023) 및 제2 타깃 이미지(5023) 모두 가장 연하게 표시될 것이다.
- [0172] 도 20b을 참조하면, 화면(2050)은 사용자 인터페이스 화면이 될 수 있다. 화면(2050)은 제1 영상(4003) 및 제2 영상(5003)에 적용되는 가중치를 한번에 설정하기 위한 제3 메뉴(2060)를 포함할 수 있다.
- [0173] 제3 메뉴(2060)는 가중치 값을 설정하는 커서(2063)를 포함할 수 있다.
- [0174] 예를 들어, 제3 메뉴(2060)에 있어서 커서(2063)를 제1 영상(4003)에 적용되는 가중치(W1) 쪽으로 이동시키면, 제1 영상(4003)의 가중치가 커지고, 상대적으로 제2 영상(5003)에 적용되는 제2 가중치(W2)는 작아진다. 그러면, 진단 영상(6003)에서 제1 타깃 이미지(4023)는 제2 타깃 이미지(5023)에 비하여 진하게 표시되고, 제2 타깃 이미지(5023)는 제1 타깃 이미지(4023)에 비하여 연하게 표시될 수 있다.
- [0175] 또 다른 예로, 제3 메뉴(2060)에 있어서 커서(2063)를 중간인 0 점에 위치시키면, 제1 타깃 이미지(4023)와 제2 타깃 이미지(5023)는 동일한 정도로 표시되어, 진단 영상(6003)은 도 10 내지 도 11에서 설명한 진단 영상(6001, 6003)에서와 동일하게 표시될 수 있다.
- [0176] 또 다른 예로, 제3 메뉴(2060)에 있어서 커서(2063)를 제2 영상(5003)에 적용되는 가중치(W2) 쪽으로 이동시키면, 제2 영상(5003)의 가중치가 커지고, 상대적으로 제1 영상(4003)에 적용되는 제1 가중치(W1)는 작아진다. 그러면, 진단 영상(6003)에서 제1 타깃 이미지(4023)는 제2 타깃 이미지(5023)에 비하여 연하게 표시되고, 제2 타깃 이미지(5023)는 제1 타깃 이미지(4023)에 비하여 진하게 표시될 수 있다.
- [0177] 전술한 바와 같이, 가중치 설정을 이용하여 사용자의 의도에 맞춰서, 특정 시점에서의 타깃 이미지가 다른 시점에서의 타깃 이미지에 비하여 더 명확히 표시되도록 할 수 있다. 그에 따라서, 사용자의 의도에 더 부합하는 진단 영상을 출력할 수 있다.
- [0178] 도 21a 및 도 21b는 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치에서 디스플레이되는 화면의 다른 예를 나타낸다.
- [0179] 도 21a을 참조하면, 디스플레이부(3200)에서 출력되는 화면(2110)은 적어도 하나의 타깃의 크기, 위치 및 개수 중 적어도 하나의 변화를 수치적으로 나타내는 타깃 변화 수치 정보를 더 포함할 수 있다. 구체적으로, 타깃 변화 수치 정보는 적어도 하나의 타깃의 크기를 나타내는 면적, 부피, 장축, 단축, 반지름, 지름, 및 둘레 중 적어도 하나의 값을 포함할 수 있다. 또한, 도 21a 및 도 21b에서 설명하는 타깃 변화 수치 정보는 도 10에서 전술한 타깃의 크기 정보(6030)를 구체화한 정보가 될 수 있다.
- [0180] 구체적으로, 도 21a는 대상체 중 복수개의 시점 간에 상태 변화가 발생한 대상체에 대한 타깃 변화 수치 정보를 표시한 화면(2110)을 도시한다. 또한, 도 21b는 대상체에 포함되는 모든 분리된 객체에 대한 타깃 변화 수치 정보를 표시한 화면(2160)을 도시한다.
- [0181] 또한, 디스플레이부(3200)에서 출력되는 화면(2110)에 포함되는 제1 영상(4003), 제2 영상(5003) 및 진단 영상(6003) 중 적어도 하나는 타깃을 식별하기 위한 식별 표지(예를 들어, TG1, TG2, TG3)를 적어도 하나의 타깃에

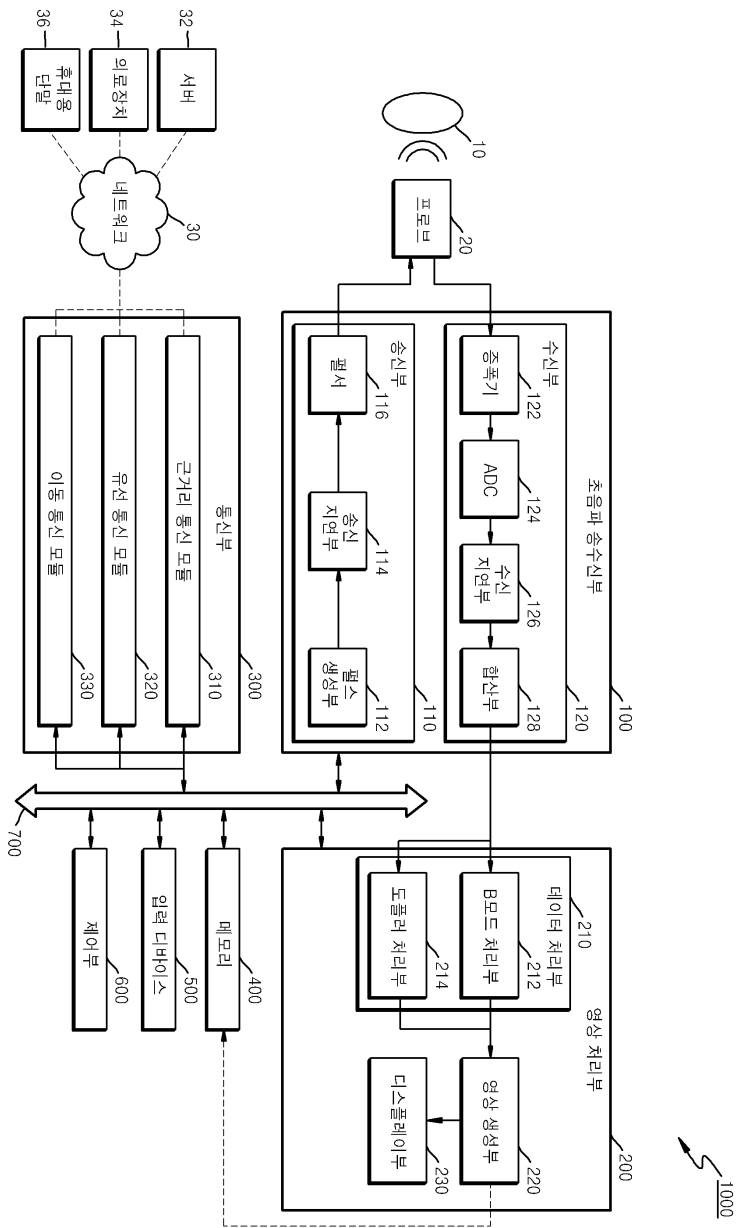
연관시켜 표시할 수 있다. 구체적으로, 화면(2110)에 도시된 바와 같이, 동일한 타깃을 나타내는 식별 표지(예를 들어, TG1)를 제1 영상(4003), 제2 영상(5003) 및 진단 영상(6003)에 포함되는 동일 타깃(예를 들어, 4022, 5022, 4023, 5023)에 연관시켜 표시할 수 있다.

- [0182] 또한, 디스플레이부(3200)에서 출력되는 화면(2110)에 포함되는 제1 영상(4003), 및 제2 영상(5003)에 획득 시점을 나타내는 정보(4003, 5003)을 표시할 수 있다.
- [0183] 도 21a를 참조하면, 화면(2110)은 타깃 변화 수치 정보(2120)를 포함할 수 있다. 여기서, 타깃 변화 수치 정보(2120)은 상태가 변화한 대상, 예를 들어, 선택 난포,에 대한 타깃 변화 수치 정보만을 표시하고, 상태가 변화하지 않은 타깃에 대한 정보는 표시하지 않을 수 있다. 구체적으로, 제1 영상(4003)에 대응되는 제1 시점(t1) 및 제2 영상(5003)에 대응되는 제2 시점(t2) 동안에, 상태가 변화한 대상이 선택 난포(4022, 5022)만 있고, 나머지 난포들은 상태가 변화하지 않은 경우, 상태가 변화한 대상인 타깃(TG1)에 대한 타깃 변화 수치 정보(20120)만을 표시할 수 있다. 또한, 타깃 변화 수치 정보(2120)는 적어도 하나의 타깃(예를 들어, TG1)에 대한 적어도 하나의 값의 변화량(예를 들어, TG1(Δ)(2123))을 포함할 수 있다.
- [0184] 구체적으로, 타깃 변화 수치 정보(2011)에서는 제1 시점(t1)에서의 타깃(4022)(TG1)의 장축 및 단축(2121), 제2 시점(t2)에서의 타깃(5022)(TG2)의 장축 및 단축(2122) 및 제1 시점(t1)과 제2 시점(t2) 간의 변화량(TG1(Δ)(2123))이 포함되는 경우를 예로 들어 도시하였다.
- [0185] 또한, 도 21b는 대상체에 포함되는 모든 분리된 객체에 대한 타깃 변화 수치 정보를 표시한 화면(2160)을 도시한다.
- [0186] 도 21b를 참조하면, 화면(2160)은 대상체에 포함되는 모든 분리된 객체에 대한 타깃 변화 수치 정보(2170)를 포함할 수 있다. 구체적으로, 타깃 변화 수치 정보(2170)는 초음파 스캔 된 대상체 내에 포함되는 분리된 모든 객체(예를 들어, TG1, TG2, TG3 등)의 제1 시점(t1) 및 제2 시점(t2)에서의 크기를 나타내는 정보를 도시된 바와 같이 포함할 수 있다.
- [0187] 구체적으로, 타깃 변화 수치 정보(2170)에 있어서, 대상체에 포함되는 모든 분리된 객체들 각각에 대한 크기 정보는 리스트 형태로 표시될 수 있다.
- [0188] 도 22는 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치에서 디스플레이되는 화면의 일 예를 나타낸다. 도 22에 도시된 화면(2210)에 있어서, 도 21a에 도시된 화면(2110)에서와 중복되는 설명은 생략한다.
- [0189] 영상 처리부(3100)는 복수개의 시점 별 초음파 데이터에 기초하여, 대상체에 포함되는 독립된 객체들의 상태 변화를 나타내는 상태 변화 정보를 생성할 수 있다. 그리고, 디스플레이부(3200)는 생성된 상태 변화 정보(2250)을 포함하는 화면(2210)을 디스플레이 할 수 있다.
- [0190] 구체적으로 도 22를 참조하면, 화면(2210)은 제1 시점(t1)과 제2 시점(t2) 간의 대상체 내에 포함되는 독립된 객체들(예를 들어, 난포들)의 상태 변화를 나타내는 상태 변화 정보(2250)를 포함할 수 있다. 구체적으로, 상태 변화 정보(2250)은 두 시점(t1, t2) 사이에 새롭게 생성된 객체에 대한 정보(2251), 두 시점(t1, t2) 사이에 사라진 객체에 대한 정보(2252), 두 시점(t1, t2) 사이에 변화가 발생한 객체에 대한 정보(2253), 및 두 시점(t1, t2) 사이에 변화가 발생하지 않은 객체에 대한 정보(2254) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0191] 도 22를 참조하면, 제1 시점(t1)에서는 제1 영상(4003)에 독립된 객체인 TG1, TG2, TG3가 포함되어 있다가, 제2 시점(t2)에서는 제2 영상(5003)에 위치(2211)에 배치되었던 TG3가 없어지고, TG4가 위치(2212) 상에 나타났다. 그리고, 제1 시점(t1)과 제2 시점(t2) 동안에, TG2에는 변화가 발생하지 않았으며, TG1에는 변화가 발생하였다. 상태 변화 정보(2250)는 전술한 제1 시점(t1)과 제2 시점(t2) 동안에 대상체에 포함되는 객체들 간의 변화를 나타내는 정보를 포함한다.
- [0192] 사용자는 상태 변화 정보(2250)를 통하여, 서로 다른 복수개의 시점 간의 대상체의 변화를 더욱 용이하게 파악할 수 있다.
- [0193] 도 23는 일부 실시예에 따른 초음파 영상의 표시 방법의 흐름도를 나타낸다. 초음파 영상 표시 방법(2300)은 도 1 내지 도 22를 참조하여 설명한 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치(3000, 3050)에서 수행될 수 있다. 또한, 초음파 영상 표시 방법(2300)에 포함되는 각 단계의 동작은 초음파 영상 표시 장치(3000, 3050)의 동작과 동일하며, 기술적 사상이 상호 동일하다. 따라서, 초음파 영상 표시 방법(2300)의 상세 설명에 있어서, 도 1 내지 도 22와 중복되는 설명은 생략한다.

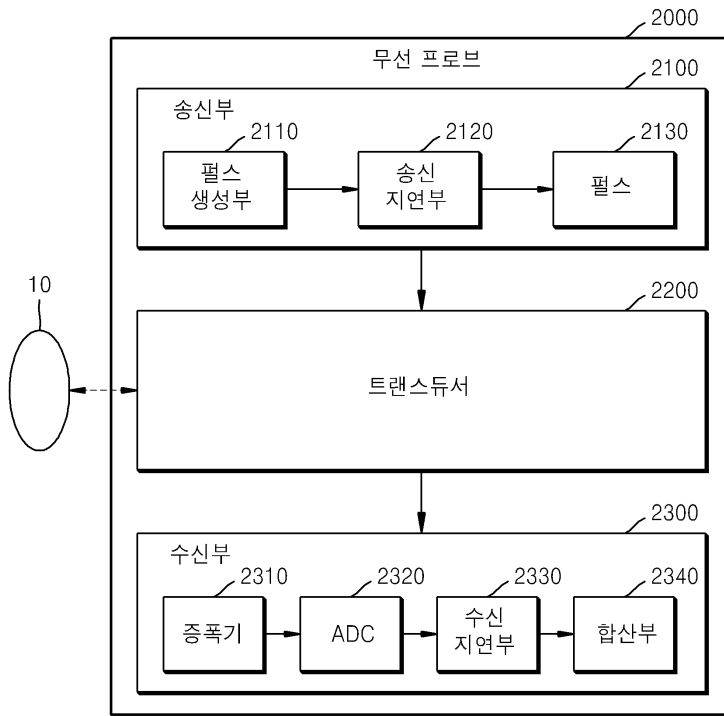
- [0194] 도 23을 참조하면, 초음파 영상 표시 방법(2300)은 서로 다른 복수의 시점에서의 적어도 하나의 타깃을 포함하는 대상체를 나타내는 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 획득한다(S2310). 구체적으로, 적어도 하나의 타깃을 포함하는 대상체를 서로 다른 복수의 시점에서 스캔함으로써 획득되는 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 획득한다(S2310). S2310 단계의 동작은 영상 처리부(3100)에서 수행될 수 있다. 영상 처리부(3100)가 획득하는 복수개의 시점 별 초음파 데이터는 대상체를 제1 시점에서 스캔하여 획득된 제1 초음파 데이터, 및 상기 대상체를 제2 시점에서 스캔하여 획득된 제2 초음파 데이터를 포함하는 경우를 예로 들어 설명한다.
- [0195] 그리고, 복수개의 시점 별 초음파 데이터 간의 대응 관계에 기초하여, 복수의 시점 동안에 적어도 하나의 타깃의 변화를 나타내는 제1 정보를 획득한다(S2320). 구체적으로, 복수개의 시점 별 초음파 데이터를 영상 정합하여 복수의 시점 동안에 적어도 하나의 타깃의 크기, 위치 및 개수 중 적어도 하나의 변화를 나타내는 제1 정보를 획득한다. S2310 단계의 동작은 영상 처리부(3100)에서 수행될 수 있다.
- [0196] 상기 제1 정보를 표시하는 진단 영상을 포함하는 화면을 디스플레이 한다(S2330). S2330 단계의 동작은 디스플레이부(3200)에서 수행될 수 있다.
- [0197] 다시 도 1을 참고하면, 프로브(20)는 대상체를 서로 다른 시간에 스캔할 수 있다. 대상체는 다낭성 난포를 포함할 수 있다. 초음파 송수신부(100)는 서로 다른 시간에 프로브(20)로부터 수신되는 각 에코 신호를 처리하여 제1 초음파 데이터 및 제2 초음파 데이터를 획득할 수 있다.
- [0198] 제1 초음파 데이터는 제1 시점에서 대상체를 스캔하여 획득된 데이터이고, 제2 초음파 데이터는 제2 시점에서 대상체를 스캔하여 획득된 데이터이다. 제2 시점은 제1 시점으로부터 며칠이 경과된 후일 수 있다.
- [0199] 다시 도 1 및 도 5b를 참고하면, 초음파 영상 표시 장치(3000)가 도 1의 초음파 진단 장치(1000)에 포함되는 경우, 제1 초음파 데이터 및 제2 초음파 데이터는 프로브(도 1의 20)로 대상체를 서로 다른 시간에 스캔함으로써 획득될 수 있다. 초음파 영상 장치(3000)는 메모리(3400)에 제1 초음파 데이터 및 제2 초음파 데이터 중 적어도 하나를 저장할 수 있다.
- [0200] 초음파 영상 표시 장치(3000)가 도 1의 초음파 진단 장치(1000)와 네트워크(3)를 통하여 연결되는 의료 장치(34) 또는 휴대용 단말(36)인 경우, 초음파 영상 표시 장치(3000)의 통신부(3300)는 도 1의 초음파 진단 장치(1000)로부터 제1 초음파 데이터 및 제2 초음파 데이터를 수신할 수 있다. 통신부(3300)는 제1 초음파 데이터 및 제2 초음파 데이터를 동시에 수신할 수도 있고, 서로 다른 시간에 수신할 수도 있다. 메모리(3400)는 제1 초음파 데이터 및 제2 초음파 데이터 중 적어도 하나를 저장할 수 있다.
- [0201] 전술한 바와 같이, 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치 및 초음파 영상의 표시 방법은 대상체를 시간 차이를 두고 관찰할 필요가 있는 경우, 사용자가 용이하게 후속시점에서 대상체의 변화를 용이하게 관찰할 수 있도록 한다. 구체적으로, 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 표시 장치 및 초음파 영상의 표시 방법은 난소에 포함되는 적어도 하나의 난포, 또는 자궁에 포함되는 근종 등과 같이, 부인과적인 질병 진단의 판단 또는 치료를 위하여, 복수개의 시점에서 대상체에 포함되는 타깃의 추적 관찰이 필요한 경우, 사용자가 타깃의 변화를 시각적으로 한눈에 인식할 수 있도록 할 수 있다. 한편, 상술한 일부 실시예들은 컴퓨터에서 실행될 수 있는 프로그램으로 작성가능하고, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 이용하여 상기 프로그램을 동작시키는 범용 디지털 컴퓨터에서 구현될 수 있다.
- [0202] 상기 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는 마그네틱 저장매체(예를 들면, 롬, 플로피 디스크, 하드디스크 등), 광학적 판독 매체(예를 들면, 시디롬, 디브이디 등) 및 캐리어 웨이브(예를 들면, 인터넷을 통한 전송)와 같은 저장매체를 포함한다.
- [0203] 본원 발명의 실시 예 들과 관련된 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 상기 기재의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로, 개시된 방법들은 한정적인 관점이 아닌 설명적 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 발명의 상세한 설명이 아닌 특허청구 범위에 나타나며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

도면

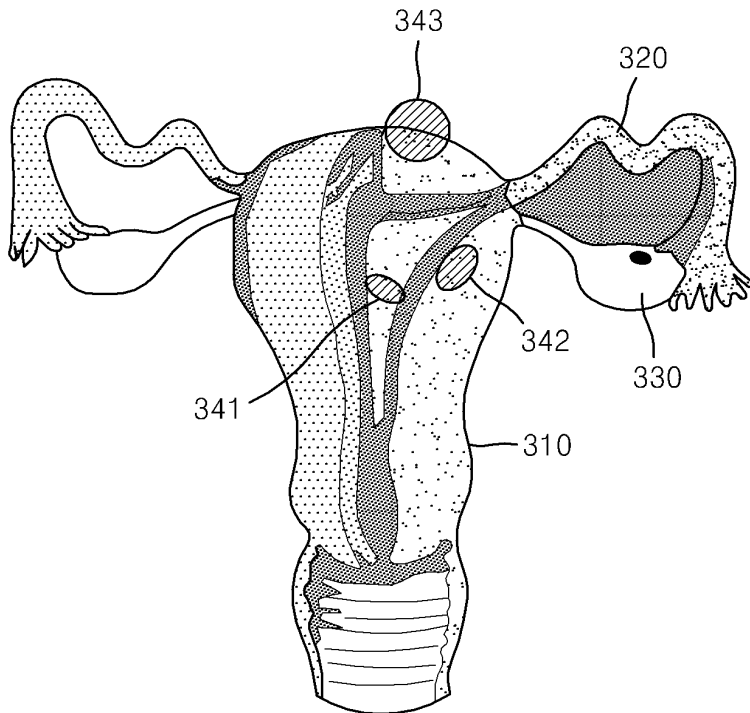
도면1



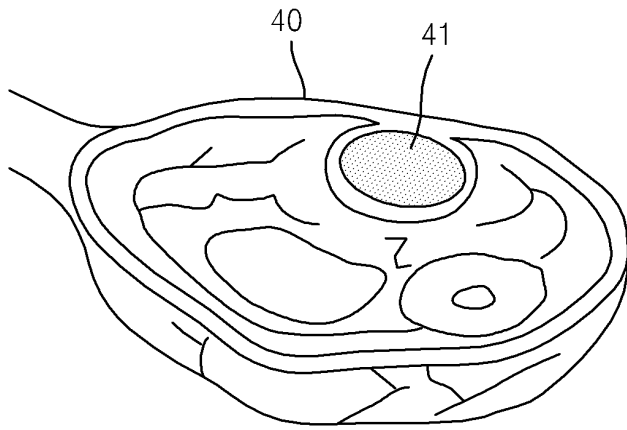
도면2



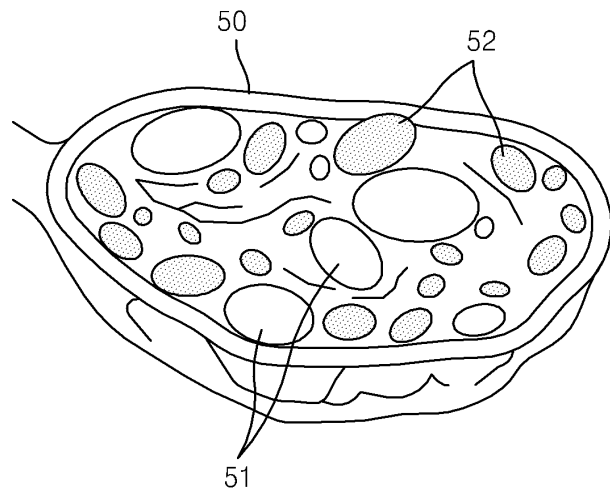
도면3



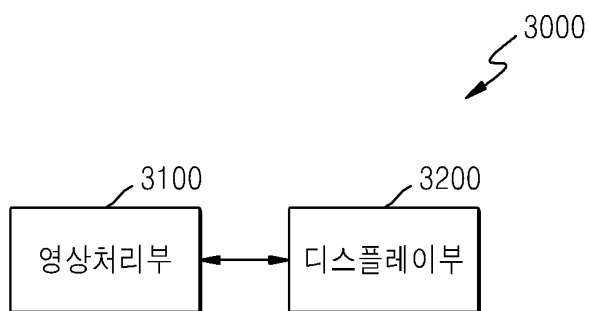
도면4a



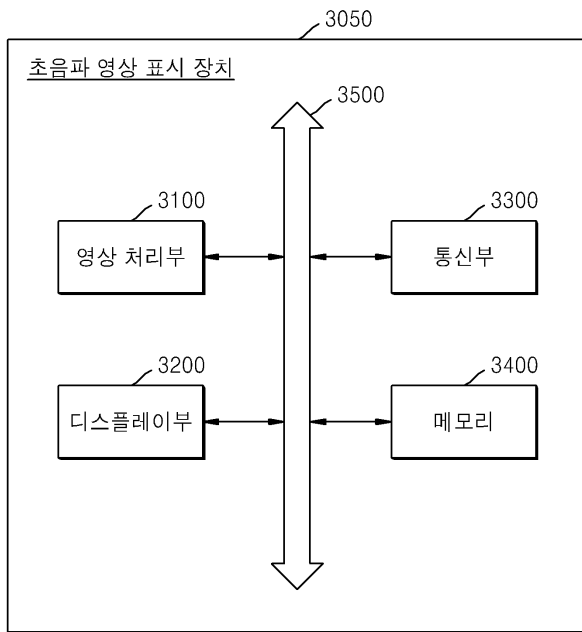
도면4b



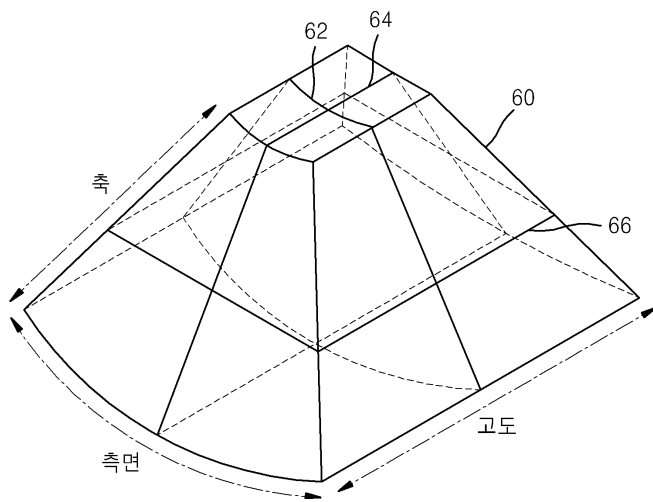
도면5a



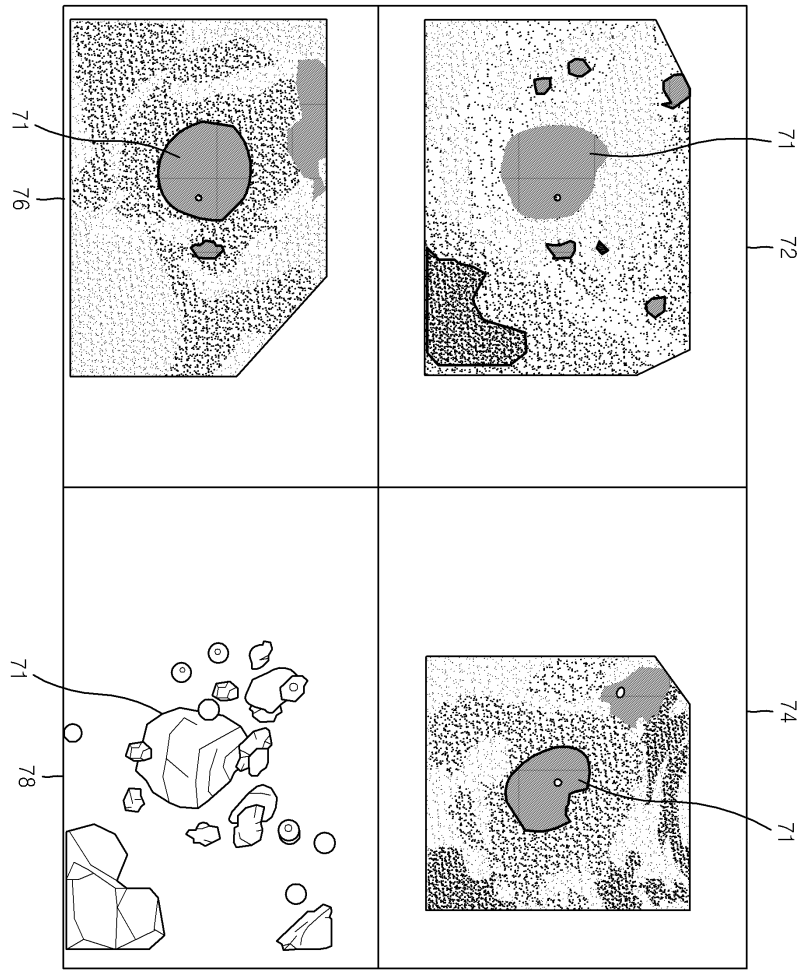
도면5b



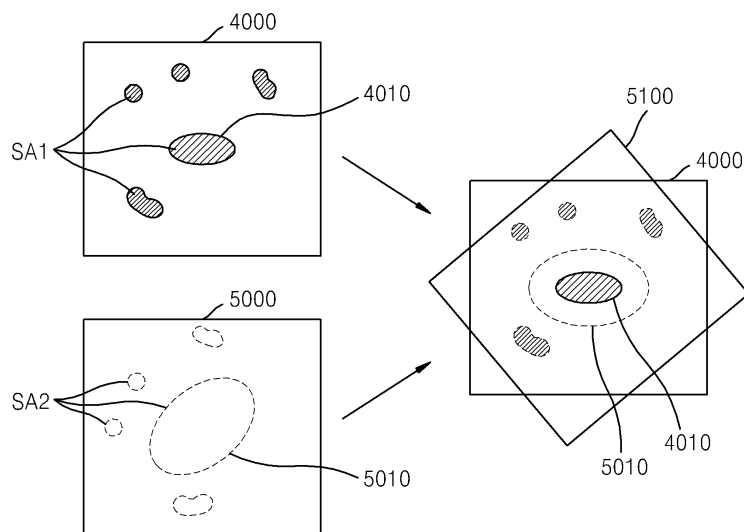
도면6



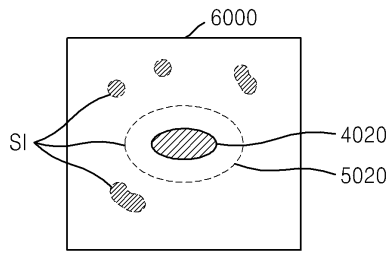
도면7



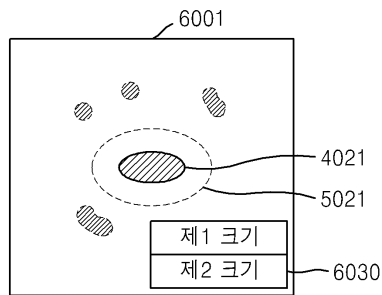
도면8



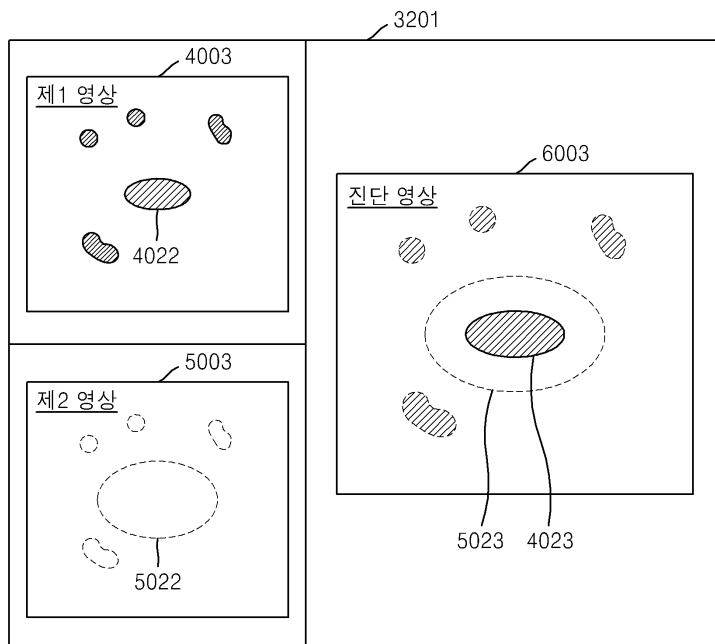
도면9



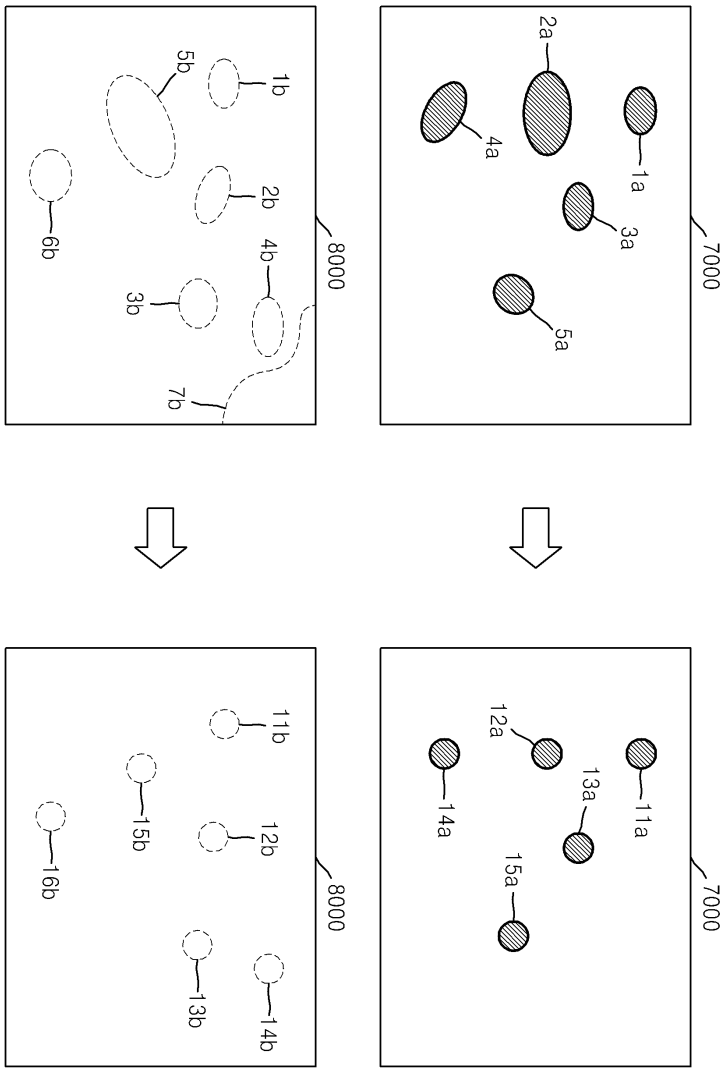
도면10



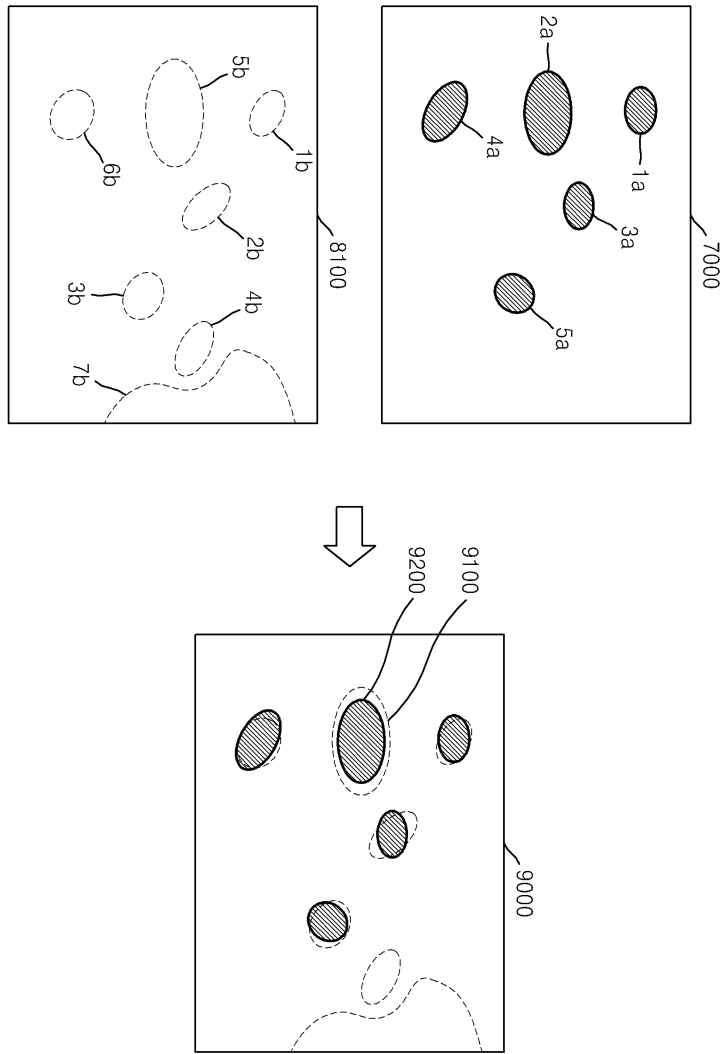
도면11



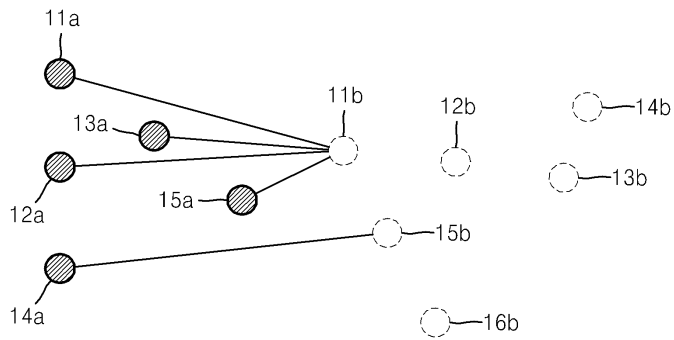
도면12



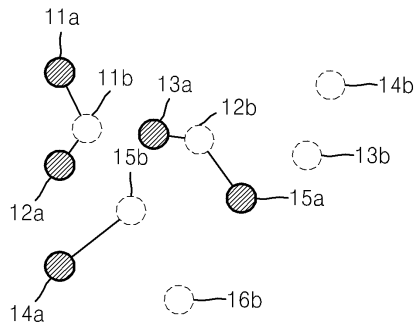
도면13



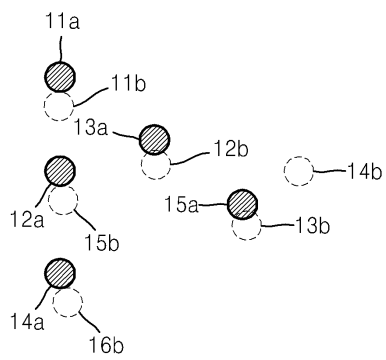
도면14



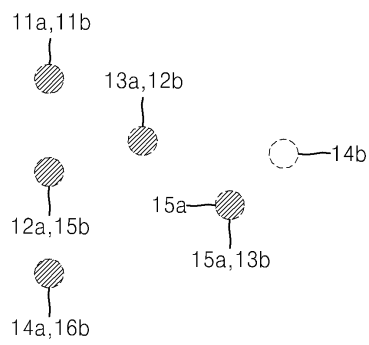
도면15



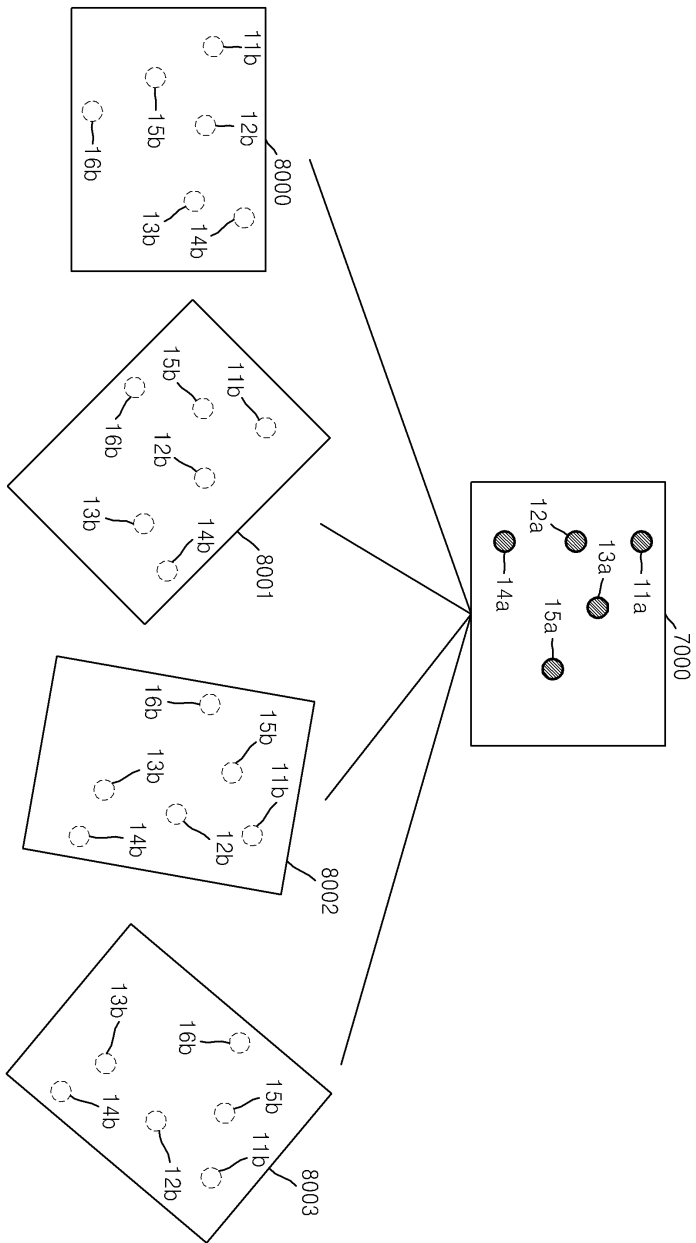
도면16



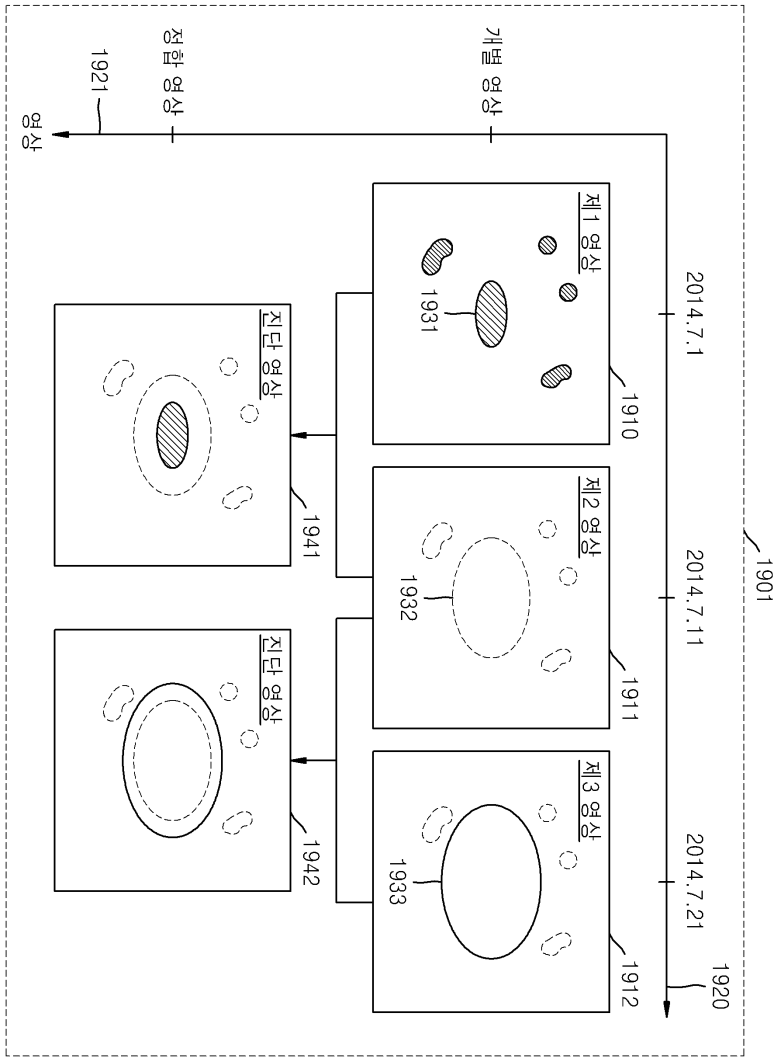
도면17



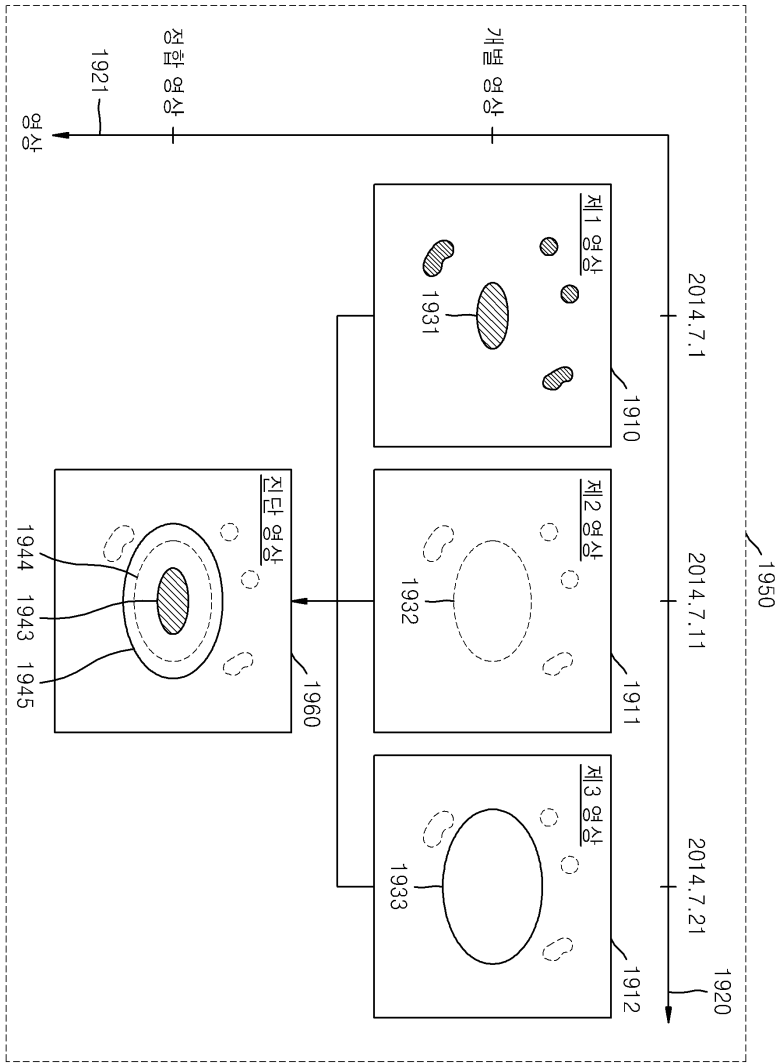
도면18



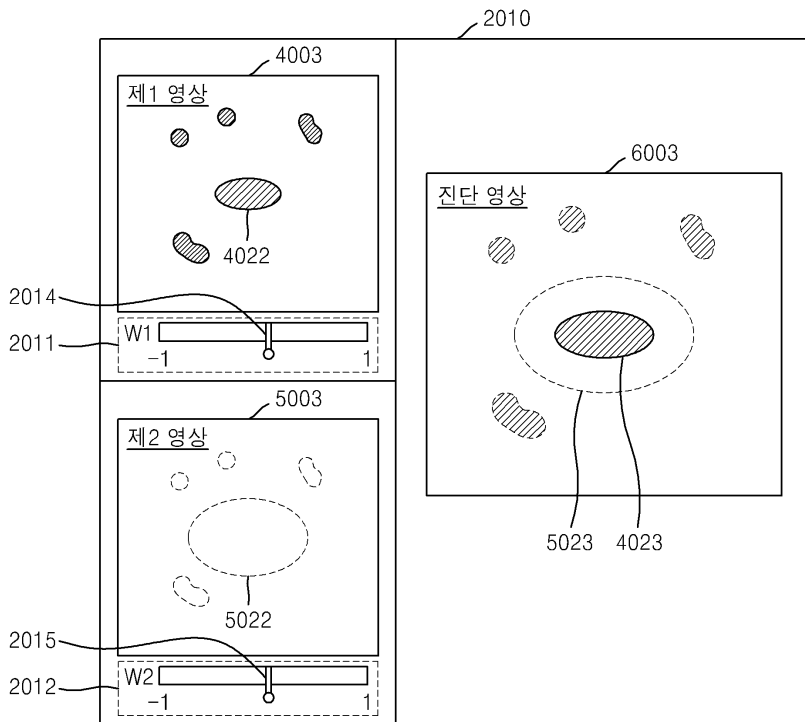
도면19a



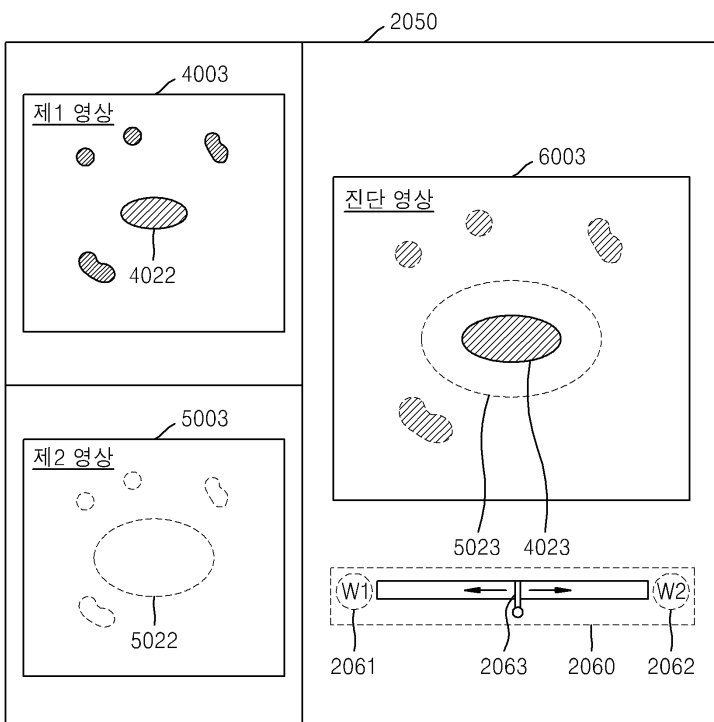
도면19b



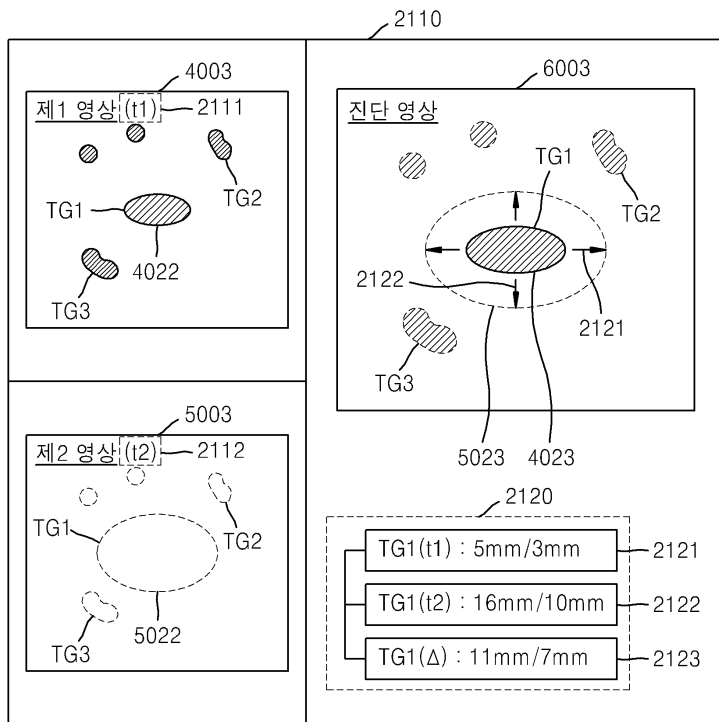
도면20a



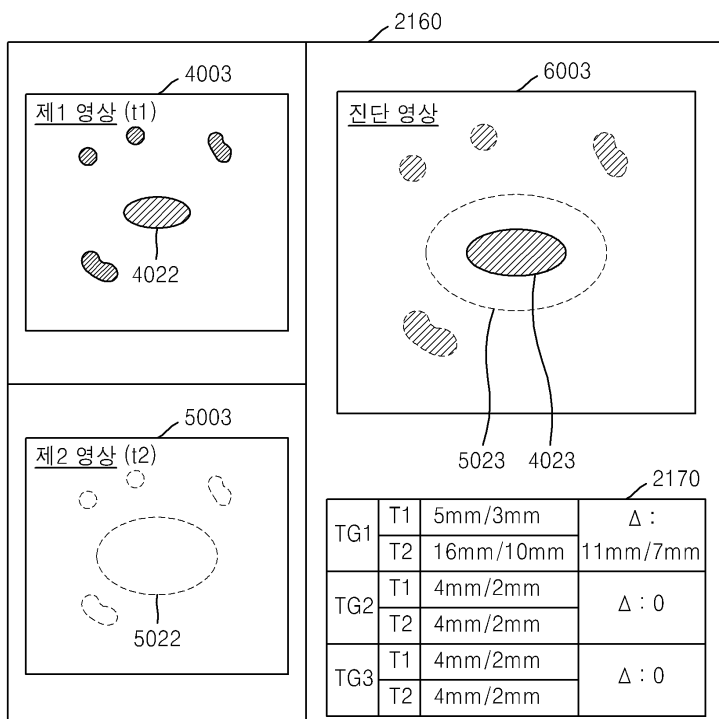
도면20b



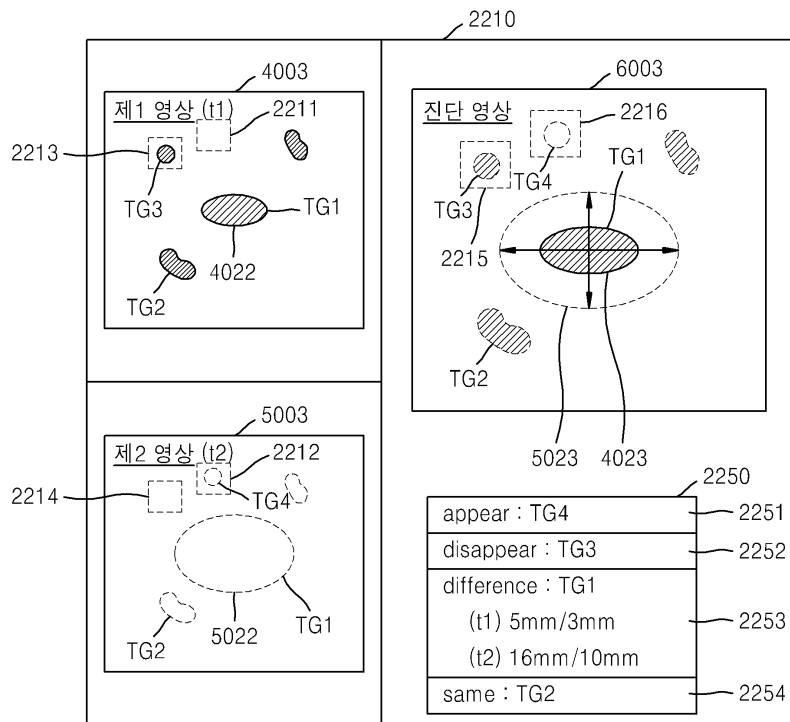
도면21a



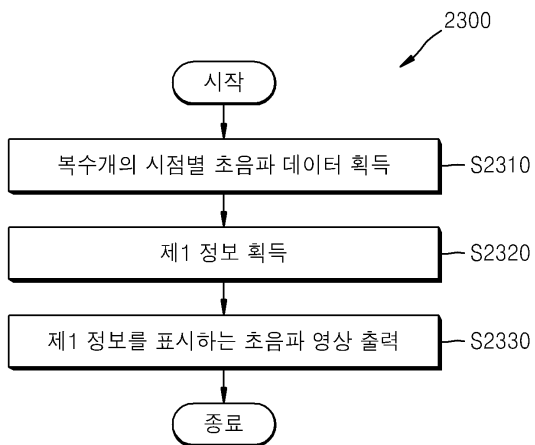
도면21b



도면22



도면23



专利名称(译)	标题：超声波图像显示装置和超声波图像的显示方法		
公开(公告)号	KR101630763B1	公开(公告)日	2016-06-15
申请号	KR1020140141201	申请日	2014-10-17
[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		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
[标]发明人	LEE KWANG HEE 이광희		
发明人	이광희		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/085 A61B8/463		
优先权	62/043773 2014-08-29 US		
其他公开文献	KR1020160026598A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据一些实施例的超声图像显示设备可以通过在多个不同视点扫描包括至少一个目标的目标对象而获得的每个视图获取多个超声数据，一种图像处理单元，用于获得指示在所述多个时间点期间所述至少一个目标的大小，位置和数量中的至少一个的变化的第一信息；以及显示单元，用于显示包括用于显示第一信息的第一超声图像的屏幕。

