



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0054789
(43) 공개일자 2016년05월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) A61B 5/055 (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-0154242
(22) 출원일자 2014년11월07일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
삼성메디슨 주식회사
강원도 홍천군 남면 한서로 3366
(72) 발명자
신동국
경기도 구리시 장자대로 38 (교문동, 금호1차아파트) 105동 1204호
이형기
경기도 성남시 분당구 동판교로 122 213동 2002호
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인세립

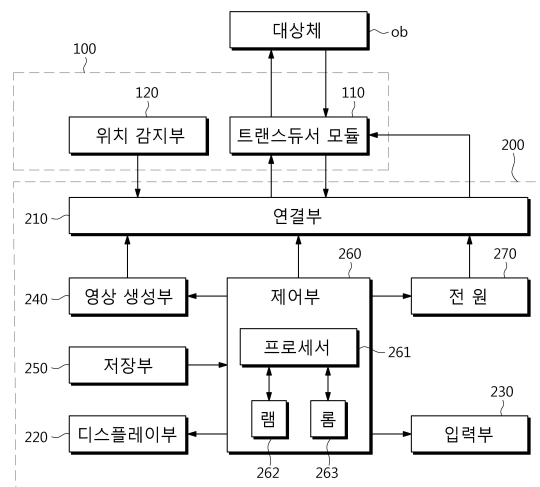
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 초음파 영상장치 및 그 제어 방법

(57) 요약

초음파 영상 장치는, 대상체의 미리 설정된 관심점에 설정된 관심영역에 대한 탄성도를 나타내는 초음파 탄성 영상을 생성하는 영상 생성부, 및 초음파 탄성 영상을, 대상체의 초음파 영상 및 초음파 영상에 정합된 고해상도 의료 영상과 함께 디스플레이하는 디스플레이부를 포함한다.

대표도 - 도2



(72) 발명자

임효근

서울특별시 강남구 일원로 81 (일원동) 삼성의료원

정우경

서울특별시 강남구 일원로 81 (일원동) 삼성의료원

명세서

청구범위

청구항 1

대상체의 미리 설정된 관심점이 설정된 관심영역에 대한 탄성도를 나타내는 초음파 탄성 영상을 생성하는 영상 생성부; 및

상기 초음파 탄성 영상을, 상기 대상체의 초음파 영상 및 상기 초음파 영상에 정합된 고해상도 의료 영상과 함께 디스플레이하는 디스플레이부를 포함하는 초음파 영상장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

초음파 프로브와 연결되는 연결부; 및

상기 초음파 탄성 영상을 획득하기 위해 상기 초음파 프로브의 조사 초점을 판단하는 제어부를 더 포함하는 초음파 영상장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 제어부는, 상기 조사 초점을 판단하기 위해, 상기 조사 초점과 상기 관심점 간의 거리를 결정하는 초음파 영상장치.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 제어부는, 상기 조사 초점에서 조사된 횡파의 축 방향(axis direction)으로의 변화량에 기초하여 상기 거리를 결정하는 초음파 영상장치.

청구항 5

제 2 항에 있어서,

상기 제어부는, 상기 관심점과 동일한 깊이에 위치하고, 상기 관심점으로부터 상기 거리만큼 측 방향(lateral direction)으로 떨어진 지점을 상기 조사 초점으로서 판단하는 초음파 영상장치.

청구항 6

제 2 항에 있어서,

상기 제어부는, 미리 설정된 상기 조사 초점의 개수에 따라 상기 초음파 프로브의 조사 너비를 결정하는 초음파 영상장치.

청구항 7

제 2 항에 있어서,

상기 조사 초점에 포커스 빔을 조사하여, 상기 조사 초점으로부터 상기 관심점에 횡파를 전달시키는 초음파 프로브를 더 포함하는 초음파 영상장치.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 고해상도 의료 영상은 자기 공명 영상 및 엑스선 영상 중 적어도 어느 하나를 포함하는 초음파 영상장치.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

초음파 프로브와 연결되는 연결부;

하나 이상의 고해상도 의료 영상이 저장된 저장부; 및

상기 초음파 영상과 상기 고해상도 의료 영상을 정합하는 제어부를 더 포함하는 초음파 영상장치.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

사용자로부터 상기 초음파 영상의 좌표 정보와 특징점 중 적어도 어느 하나, 및 상기 고해상도 의료 영상의 좌표 정보와 특징점 중 적어도 어느 하나를 입력 받는 입력부를 더 포함하되,

상기 제어부는, 상기 사용자의 입력에 기초하여 상기 초음파 영상과 상기 고해상도 의료 영상을 정합하는 초음파 영상장치.

청구항 11

제 9 항에 있어서,

상기 연결부는, 상기 초음파 프로브로부터 초음파 신호 및 상기 초음파 프로브의 위치 신호를 수신하고,

상기 영상 생성부는, 상기 초음파 신호에 기초하여 초음파 영상을 생성하고,

상기 제어부는, 상기 위치 신호에 기초하여 상기 초음파 영상에 대응하는 고해상도 의료 영상을 실시간으로 검출하는 초음파 영상장치.

청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 디스플레이부는, 상기 관심점의 탄성도에 따라 미리 설정된 색상을 초음파 탄성 영상으로서 디스플레이하는 초음파 영상장치.

청구항 13

제 1 항에 있어서,

상기 디스플레이부는, 상기 관심점의 탄성도에 기초한 스펙트럴 영상을 상기 초음파 탄성 영상으로서 디스플레이하는 초음파 영상장치.

청구항 14

제 1 항에 있어서,

상기 초음파 영상 또는 상기 고해상도 의료 영상에서 어느 한 지점을 관심점으로서 입력 받는 입력부를 더 포함하되,

상기 영상 생성부는, 입력된 상기 관심점에 대한 초음파 탄성 영상을 생성하는 초음파 영상장치.

청구항 15

대상체에 대한 초음파 영상을 생성하는 단계;

미리 저장된 고해상도 의료 영상과 상기 초음파 영상을 디스플레이하는 단계;

상기 대상체의 미리 설정된 관심점이 설정된 관심영역에 대한 탄성도를 나타내는 초음파 탄성 영상을 생성하는 단계; 및

상기 초음파 탄성 영상을, 상기 초음파 영상 및 상기 초음파 영상에 정합된 고해상도 의료 영상과 함께 디스플레이하는 단계를 포함하는 초음파 영상장치의 제어방법.

청구항 16

제 14 항에 있어서,

상기 초음파 탄성 영상을 생성하는 단계는, 상기 초음파 영상 장치와 연결되는 초음파 프로브의 조사 초점을 판단하는 단계를 포함하는 초음파 영상장치의 제어방법.

청구항 17

제 15 항에 있어서,

상기 조사 초점을 판단하는 단계는, 상기 조사 초점과 상기 관심점 간의 거리를 결정하는 단계를 포함하는 초음파 영상장치의 제어방법.

청구항 18

제 15 항에 있어서,

상기 조사 초점을 판단하는 단계는, 미리 설정된 상기 조사 초점의 개수에 따라 상기 초음파 프로브의 조사 너비를 결정하는 단계를 포함하는 초음파 영상장치의 제어방법.

청구항 19

제 14 항에 있어서,

상기 초음파 탄성 영상을 생성하는 단계는, 상기 초음파 영상 장치와 연결되는 초음파 프로브의 조사 초점에 포커스 빔을 조사하여, 상기 조사 초점으로부터 상기 관심점에 횡파를 전달시키는 단계를 포함하는 초음파 영상장치의 제어방법.

청구항 20

제 14 항에 있어서,

상기 초음파 탄성 영상을 디스플레이하는 단계 이전에, 상기 초음파 영상과 상기 고해상도 의료 영상을 정합하는 단계를 더 포함하는 초음파 영상 장치의 제어방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 초음파 영상을 생성하는 초음파 영상장치 및 초음파 영상장치의 제어방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 초음파 영상장치는 초음파 프로브(probe)의 트랜스듀서(transducer)로부터 생성되는 초음파를 대상체로 조사하고, 대상체로부터 반사된 초음파를 수신하여 대상체 내부의 부위에 대한 영상을 얻는다.

[0003] 이러한 초음파 영상장치는 X선을 이용하는 진단 장치에 비하여 안정성이 높고, 실시간으로 영상의 디스플레이가 가능하며, 방사능 피폭이 없어 안전하다는 장점이 있어서 다른 화상 진단 장치와 함께 널리 이용된다.

[0004] 반면, 고해상도 의료 영상 장치는 초음파를 제외한 X선, RF(Radio Frequency) 등을 이용하여 대상체에 대한 선명한 영상을 획득하는 모든 의료 영상 장치를 의미한다.

[0005] 고해상도 의료 영상 장치의 일 예로서, 자기 공명 영상 장치(magnetic resonance imaging, MRI)는 특정 세기의 자기장에서 발생하는 RF(Radio Frequency) 신호에 대한 자기 공명 신호의 세기를 명암 대비로 표현하여 대상체의 단층 부위에 대한 고해상도 의료 영상을 획득한다.

[0006] 고해상도 의료 영상 장치의 다른 예로서, 컴퓨터 단층 촬영(computerized tomography, CT) 장치는 엑스선이나 초음파를 여러 각도에서 인체에 투영하고 이를 컴퓨터로 재구성하여 인체 내부 단면의 모습을 영상으로 처리한다.

[0007] 이러한 초음파 영상장치로부터 획득한 초음파 영상 및 고해상도 영상 장치로부터 획득한 고해상도 의료 영상이

각각 변형되어 하나의 좌표계에서 나타내어지는 경우(이하, 영상 정합이라 함), 사용자는 서로 다른 영상들이 어떻게 대응되는지를 쉽게 알 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 대상체의 고해상도 의료 영상 및 초음파 영상을 정합하여 사용자에게 디스플레이하되, 초음파를 이용하여 관심 점에 대한 탄성도를 검출하고, 초음파 탄성 영상을 함께 디스플레이하는 초음파 영상장치를 제공하고자 한다.

과제의 해결 수단

[0009] 일 측면에 따른 초음파 영상 장치는, 대상체의 미리 설정된 관심점이 설정된 관심영역에 대한 탄성도를 나타내는 초음파 탄성 영상을 생성하는 영상 생성부, 및 초음파 탄성 영상을, 대상체의 초음파 영상 및 초음파 영상에 정합된 고해상도 의료 영상과 함께 디스플레이하는 디스플레이부를 포함한다.

[0010] 또한, 초음파 영상장치는, 초음파 프로브와 연결되는 연결부, 및 초음파 탄성 영상을 획득하기 위해 초음파 프로브의 조사 초점을 판단하는 제어부를 더 포함한다.

[0011] 또한, 제어부는, 조사 초점을 판단하기 위해, 조사 초점과 관심점 간의 거리를 결정한다.

[0012] 또한, 초음파 영상장치는, 조사 초점에서 조사된 횡파의 축 방향(axis direction)으로의 변화량에 기초하여 거리를 결정한다.

[0013] 또한, 제어부는, 관심점과 동일한 깊이에 위치하고, 관심점으로부터 거리만큼 축 방향(lateral direction)으로 떨어진 지점을 조사 초점으로서 판단한다.

[0014] 또한, 제어부는, 미리 설정된 조사 초점의 개수에 따라 초음파 프로브의 조사 너비를 결정한다.

[0015] 또한, 초음파 영상장치는, 조사 초점에 포커스 빔을 조사하여, 조사 초점으로부터 관심점에 횡파를 전달시키는 초음파 프로브를 더 포함한다.

[0016] 또한, 고해상도 의료 영상은 자기 공명 영상 및 엑스선 영상 중 적어도 어느 하나를 포함한다.

[0017] 또한, 초음파 영상장치는, 초음파 프로브와 연결되는 연결부, 하나 이상의 고해상도 의료 영상이 저장된 저장부, 및 초음파 영상과 고해상도 의료 영상을 정합하는 제어부를 더 포함한다.

[0018] 또한, 초음파 영상장치는, 사용자로부터 초음파 영상의 좌표 정보와 특징점 중 적어도 어느 하나, 및 고해상도 의료 영상의 좌표 정보와 특징점 중 적어도 어느 하나를 입력 받는 입력부를 더 포함하되, 제어부는, 사용자의 입력에 기초하여 초음파 영상과 고해상도 의료 영상을 정합한다.

[0019] 또한, 연결부는, 초음파 프로브로부터 초음파 신호 및 초음파 프로브의 위치 신호를 수신하고, 영상 생성부는, 초음파 신호에 기초하여 초음파 영상을 생성하고, 제어부는, 위치 신호에 기초하여 초음파 영상에 대응하는 고해상도 의료 영상을 실시간으로 검출한다.

[0020] 또한, 디스플레이부는, 관심점의 탄성도에 따라 미리 설정된 색상을 초음파 탄성 영상으로서 디스플레이한다.

[0021] 또한, 디스플레이부는, 관심점의 탄성도에 기초한 스펙트럴 영상을 초음파 탄성 영상으로서 디스플레이한다.

[0022] 또한, 초음파 영상장치는, 초음파 영상 또는 고해상도 의료 영상에서 어느 한 지점을 관심점으로서 입력 받는 입력부를 더 포함하되, 영상 생성부는, 입력된 관심점에 대한 초음파 탄성 영상을 생성한다.

[0023] 다른 측면에 따른 초음파 영상장치의 제어방법은, 대상체에 대한 초음파 영상을 생성하는 단계, 미리 저장된 고해상도 의료 영상과 초음파 영상을 디스플레이하는 단계, 대상체의 미리 설정된 관심점이 설정된 관심영역에 대한 탄성도를 나타내는 초음파 탄성 영상을 생성하는 단계, 및 초음파 탄성 영상을, 초음파 영상 및 초음파 영상에 정합된 고해상도 의료 영상과 함께 디스플레이하는 단계를 포함한다.

[0024] 또한, 초음파 탄성 영상을 생성하는 단계는, 초음파 영상 장치와 연결되는 초음파 프로브의 조사 초점을 판단하는 단계를 포함한다.

[0025] 또한, 조사 초점을 판단하는 단계는, 조사 초점과 관심점 간의 거리를 결정하는 단계를 포함한다.

- [0026] 또한, 조사 초점을 판단하는 단계는, 미리 설정된 조사 초점의 개수에 따라 초음파 프로브의 조사 너비를 결정하는 단계를 포함한다.
- [0027] 또한, 초음파 탄성 영상을 생성하는 단계는, 초음파 영상 장치와 연결되는 초음파 프로브의 조사 초점에 포커스 빔을 조사하여, 조사 초점으로부터 관심점에 회파를 전달시키는 단계를 포함한다.
- [0028] 또한, 또한, 초음파 영상장치의 제어방법은, 초음파 탄성 영상을 디스플레이하는 단계 이전에, 초음파 영상과 고해상도 의료 영상을 정합하는 단계를 더 포함한다.

발명의 효과

- [0029] 개시된 실시예에 따르면, 사용자는 고해상도 의료 영상 또는 초음파 영상에서 발견된 이상 병변에 대한 초음파 탄성 영상을 정합된 고해상도 의료 영상 및 초음파 영상과 함께 제공받을 수 있다.
- [0030] 또한, 개시된 실시예에 따르면, 사용자는 고해상도 의료 영상의 고대조도 및 고해상도 특성과 초음파 탄성 영상의 정량적인 탄성값 제공 특성이 모두 결합된 영상을 제공받을 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0031] 도 1은 초음파 영상장치의 예시적 구성을 도시한 사시도이다.
- 도 2는 초음파 영상장치의 제어 블록도이다.
- 도 3은 트랜스듀서 모듈로부터 조사되는 초음파의 좌표계 및 대상체(ob)의 좌표계를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 4는 일 실시예에 따른 초음파 프로브를 초음파 프로브 기준 좌표계에서 xz평면으로 도시하고, 대상체를 DICOM좌표계에서 yz평면으로 도시한 평면도이다.
- 도 5는 대상체(ob)에 회파를 발생시키는 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 6은 회파의 진행을 설명하기 위한 대상체의 DICOM좌표계에서의 yz평면도이다.
- 도 7은 회파의 진행을 검출하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 8 및 도 9는 디스플레이부가 디스플레이하는 초음파 영상, 초음파 탄성 영상, 및 고해상도 의료 영상에 대한 도면이다.
- 도 10은 3차원 볼륨 영상으로 결합된 고해상도 의료 영상이다.
- 도 11은 고해상도 의료 영상과 기준 초음파 영상의 정합 방법을 설명하기 위한 개념도이다.
- 도 12는 DICOM 좌표계 상에서 기준 초음파 영상(500)의 좌표 정보를 추정하는 방법을 설명하기 위한 개념도이다.
- 도 13은 초음파 프로브의 움직임을 가이드하는 방법을 설명하기 위한 개념도이다.
- 도 14는 조사 초점과 관심점 간의 거리를 설명하기 위한 대상체의 yz평면도이다.
- 도 15는 조사 초점과 관심점 간의 거리를 설명하기 위한 대상체의 xz평면도이다.
- 도 16은 초음파 조사 너비에 따른 포커스 빔의 조사 초점의 개수를 설명하기 위한 개념도이다.
- 도 17은 초음파 영상장치의 전반적인 제어 방법에 대한 순서도이다.
- 도 18은 초음파 영상장치의 초음파 탄성 영상 생성 방법에 대한 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0032] 개시된 발명의 목적, 특정한 장점들 및 신규한 특징들은 첨부된 도면들과 연관되는 이하의 상세한 설명과 바람직한 실시 예들로부터 더욱 명백해질 것이다. 본 명세서에서 각 도면의 구성요소들에 참조번호를 부가함에 있어서, 동일한 구성 요소들에 한해서는 비록 다른 도면상에 표시되더라도 가능한 한 동일한 번호를 가지도록 하고 있음에 유의하여야 한다. 또한, 개시된 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 개시된 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명은 생략한다. 본 명세서에서, 제 1, 제 2 등의 용어는 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하기 위해 사용되는 것으로, 구성요소가

상기 용어들에 의해 제한되는 것은 아니다.

- [0033] 이하 첨부된 도면을 참조하여 영상 장치 및 영상 장치의 제어 방법을 후술된 실시 예들에 따라 상세하게 설명하도록 한다.
- [0034] 도 1은 초음파 영상장치의 예시적 구성을 도시한 사시도이고, 도 2는 초음파 영상장치의 제어 블록도이다.
- [0035] 도 1을 참조하면, 초음파 영상장치는, 대상체(ob)에 초음파를 조사하고 대상체(ob)로부터 반사된 초음파를 수신하여 전기적 신호(이하, 초음파 신호라 함)로 변환하는 초음파 프로브(100)와, 초음파 신호를 기초로 초음파 영상을 생성하는 본체(200)를 포함한다. 본체(200)는 초음파 프로브(100)와 연결되는 연결부(210; 도 2 참조), 초음파 영상을 디스플레이 하는 디스플레이부(220), 및 사용자의 조작을 입력 받는 입력부(230)를 구비한 워크 스테이션일 수 있다.
- [0036] 이하, 초음파 프로브(100)에 대해 우선 설명하고, 본체(200)에 대해서는 뒤에 후술한다.
- [0037] 초음파 프로브(100)는 초음파를 이용하여 대상체(ob)의 목표 부위에 대한 정보를 수집한다.
- [0038] 초음파 프로브(100)는 초음파를 발생시켜 대상체(ob) 내부의 목표 부위에 조사하고, 반사된 초음파(이하, 반사 초음파)를 수신하는 트랜스듀서 모듈(110; 도 2 참조), 및 초음파 프로브의 움직임을 감지하는 위치 감지부(120; 도 2 참조)를 포함한다.
- [0039] 트랜스듀서 모듈(110)은 인가되는 펄스 신호 또는 교류 신호에 따라서 초음파를 생성하여 대상체(ob)로 조사한다. 대상체(ob)로 조사된 초음파는 대상체(ob) 내부의 목표 부위에서 반사된다. 트랜스듀서 모듈(110)은 대상체(ob)로부터 반사된 초음파를 수신하고 수신된 초음파를 전기적 신호로 변환하여 초음파 신호를 생성한다.
- [0040] 구체적으로, 트랜스듀서 모듈(110)은, 외부의 전원 공급 장치나 내부의 축전 장치, 예를 들어 배터리(battery) 등으로부터 전압을 공급받는다. 예를 들어, 트랜스듀서 모듈(110)은 본체(200)의 전원(270; 도 2 참조)으로부터 전압을 공급받을 수 있다. 전압이 공급되면, 트랜스듀서 모듈(110)을 구성하는 압전 진동자나 박막은 진동하게 된다.
- [0041] 또한, 트랜스듀서 모듈(110)은 압전 진동자나 박막의 진동에 의해 발생하는 초음파를 대상체(ob)로 조사한다.
- [0042] 이러한 트랜스듀서 모듈(110)은 사용자의 조작에 따라 어느 좌표 정보를 갖는 지점에 초음파를 조사할 수 있다.
- [0043] 도 3은 트랜스듀서 모듈(110)로부터 조사되는 초음파의 좌표계 및 대상체(ob)의 좌표계를 설명하기 위한 도면이다.
- [0044] 이하, 도 3(a)와 같이, 초음파 프로브(100) 기준 좌표계에서, 트랜스듀서 모듈(110)이 조사하는 초음파의 조사 방향으로, 초음파 프로브(100)의 하측으로부터 상측으로 향하는 방향은 z축 값이 증가하는 방향, 초음파 프로브(100)의 전측으로부터 후측으로 향하는 방향은 y축 값이 증가하는 방향, 및 초음파 프로브(100)의 좌측으로부터 우측으로 향하는 방향은 x축 값이 증가하는 방향을 예로 들어 설명한다.
- [0045] z축 값이 증가하는 방향은, 축 방향(axis direction), x축 값이 증가하는 방향은, 측 방향(lateral direction), y축 값이 증가하는 방향은, 고도 방향(elevation direction)으로 각각 정의할 수 있다.
- [0046] 구체적으로, 초음파가 수직으로 조사되는 방향을 축 방향으로 정의하고, 트랜스듀서가 열을 형성하는 방향을 측 방향으로 정의하며, 축 방향 및 측 방향과 수직한 나머지 한 방향을 고도 방향으로 정의할 수 있다.
- [0047] 좌표 정보는, 공간 내에서 방향, 기울기, 및 회전 각도 중 적어도 하나에 대한 정보를 포함할 수 있다.
- [0048] 초음파 프로브(100)의 좌표 정보는, 초음파 프로브(100)에 부착되거나 외부 공간에 설치된 초음파 프로브(100) 위치 감지부(120)로부터 획득될 수 있다. 이 경우, 후술할 제어부(260)가 초음파 프로브(100)의 좌표 정보에 기초하여, 트랜스듀서 모듈(110)로부터 조사되는 초음파의 조사 초점의 좌표 정보를 추정할 수 있다.
- [0049] 위치 감지부(120)는 초음파 프로브(100)의 방향, 기울기, 및 회전 각도에 대한 정보를 획득할 수 있다.
- [0050] 구체적으로, 위치 감지부(120)는 조사되는 초음파의 방향에 대응하는, 초음파 프로브(100)의 어느 한 축이 가리키는 방위 (즉, 동서남북)를 획득할 수 있다.
- [0051] 또한, 위치 감지부(120)는 조사되는 초음파의 기울기에 대응하는, 지축 (地軸)과 초음파 프로브(100)의 어느 한 축이 이루는 각도를 획득할 수 있다.

- [0052] 또한, 위치 감지부(120)는 조사되는 초음파의 회전 각도에 대응하는, 초음파 프로브(100)의 어느 한 축과 지평면이 이루는 각도를 획득할 수 있다.
- [0053] 예를 들어, 도 3의 (a)에 도시된 초음파 프로브(100)에 있어서, 위치 감지부(120)는 조사되는 초음파의 방향에 대응하는, 초음파 프로브(100)의 z축이 가리키는 방위 (즉, 동서남북)를 획득할 수 있다.
- [0054] 또한, 위치 감지부(120)는 조사되는 초음파의 기울기에 대응하는, 지축 (地軸)과 초음파 프로브(100)의 y축이 이루는 각도를 획득할 수 있다.
- [0055] 또한, 위치 감지부(120)는 조사되는 초음파의 회전 각도에 대응하는, 초음파 프로브(100)의 x축과 지평면이 이루는 각도를 획득할 수 있다.
- [0056] 위치 감지부(120)는 자기식(magnetic), 광학식(optical), 저항선식, 플라스틱식 센서 등 다양한 방향, 기울기, 및 회전 각도를 감지하는 센서로서 구현될 수 있고, 반드시 이에 한정되지 아니한다.
- [0057] 대상체(ob)의 좌표계를 설명하기 위해서, 일 예로서, DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) 표준에 의해 사용되는 좌표계 (이하, DICOM 좌표계라고 함)를 설명한다.
- [0058] 도 3의 (b)에 도시된 바와 같이, DICOM 좌표계는, 대상체(ob)의 좌측 (left)으로부터 우측(right)으로 향하는 x축, 대상체(ob)의 전측(anterior)으로부터 후측(posterior)으로 향하는 y축, 및 대상체(ob)의 하측(inferior)으로부터 상측(superior)으로 향하는 z축으로 구성될 수 있다.
- [0059] 따라서, DICOM 좌표계에 따른 좌표 정보는, 대상체(ob)의 좌측으로부터 우측으로 갈수록 x축 값이 증가하고, 대상체(ob)의 전측으로부터 후측으로 갈수록 y축 값이 증가하고, 대상체(ob)의 하측으로부터 상측으로 갈수록 z축 값이 증가한다.
- [0060] 다른 예로서, 대상체(ob)의 표준 평면에 기초하여 좌표 정보가 설명될 수 있다.
- [0061] 대상체(ob)는, 표준 평면으로서, 관상면(coronal plane), 가로면(transverse plane), 및 시상면(sagittal plane)을 포함할 수 있다.
- [0062] 표준 평면에 기초한 좌표 정보는, DICOM좌표계에서 대상체의 관상면이 xy 평면으로, 가로면이 xz 평면으로, 시상면이 yz 평면으로 설정된 것을 의미한다.
- [0063] 이하, 대상체(ob)의 시상면(즉, yz평면) 방향으로 트랜스듀서 모듈(110)이 초음파를 조사하는 것을 예로 들어 설명한다.
- [0064] 도 4는 일 실시예에 따른 초음파 프로브(100)를 초음파 프로브(100) 기준 좌표계에서 xz평면으로 도시하고, 대상체(ob)를 DICOM좌표계에서 yz평면으로 도시한 평면도이다.
- [0065] 초음파 프로브(100)의 트랜스듀서 모듈(110)은 대상체(ob)의 표면에 접촉하여, 대상체(ob)로 초음파를 조사한다.
- [0066] 도 3의 트랜스듀서 모듈(110)은 도 4와 같이 복수의 트랜스듀서(111)로 이루어진 트랜스듀서 어레이(112)를 포함한다.
- [0067] 각각의 트랜스듀서(111)는 압전 소자(piezoelectric element)를 구비한다.
- [0068] 트랜스듀서(111)는 "초음파 영상"을 획득하기 위한 전기적인 신호에 기초하여 초음파를 대상체(ob)에 조사하고, 대상체(ob)로부터 반사 초음파를 수신한다.
- [0069] 트랜스듀서 어레이(112)는 예를 들면, 1차원 어레이, 2차원 어레이 등의 형태로 구현될 수 있다. 이하, 1차원 어레이 형태의 트랜스듀서 어레이(112)를 중심으로 설명한다.
- [0070] 복수의 트랜스듀서(111) 중 후술할 본체(200)의 제어부(260)에 의해 선택된 트랜스듀서(111)만이 활성화 된다. 이 경우, 활성화되는 트랜스듀서(111)의 범위(ap; 도 16 참조)가 변경될 수 있고, 활성화되는 트랜스듀서(111)의 범위에 따라 초음파의 송수신 범위가 달라진다.
- [0071] 여기서 활성화되는 트랜스듀서(111)의 범위를 활성화 범위라고 지칭한다.
- [0072] 트랜스듀서(111)가 대상체(ob)로부터 반사 초음파를 수신하면, 트랜스듀서(111)를 구성하는 압전 진동자나 박막은 수신된 초음파에 대응하여 진동한다. 트랜스듀서(111)는 압전 진동자나 박막의 진동 주파수에 대응하는 주

파수의 교류 전류를 생성하여 초음파를 전기적 신호(즉, 초음파 신호)로 변환한다.

- [0073] 초음파 신호는 후술할 본체(110)의 연결부(210)를 통해 영상 생성부(240)로 전송된다.
- [0074] 한편, 트랜스듀서(111)는 대상체(ob)에 초음파를 조사하여 조사 초점으로부터 대상체(ob)로 전달되는 횡파를 발생시킬 수 있다. 이 경우, 횡파를 발생시키기 위해 트랜스듀서(111)로부터 조사되는 초음파는, 일반적인 초음파 영상을 획득하기 위해 조사되는 초음파보다 낮은 주파수를 가질 수 있다.
- [0075] 횡파를 발생시키기 위해 조사 초점에 조사되는 초음파를 이하, "포커스 빔"이라 칭한다.
- [0076] 도 5는 대상체(ob)에 횡파를 발생시키는 과정을 설명하기 위한 도면이고, 도 6은 횡파의 진행을 설명하기 위한 대상체(ob)의 DICOM좌표계에서의 yz평면도이다.
- [0077] 도 5에 도시된 바와 같이, 대상체(ob)에 포커스 빔을 조사하면, 대상체(ob)에 깊이 방향의 힘이 가해진다. 깊이 방향의 힘이 발생하면, 도 6에 도시된 바와 같이 힘이 발생한 지점(이하, 조사 초점)에서 대상체(ob)의 조직이 깊이 방향(예를 들어, 대상체의 y 방향)으로 이동하고(a), 이러한 이동 양상이 깊이 방향과 수직인 횡방향(예를 들어, 대상체의 +/-z방향)으로 진행한다(b, c). 이와 같이 조직의 이동 양상이 횡방향으로 이동하는 것을 횡파라고 한다.
- [0078] 후술할 본체(200)의 제어부(260)가 횡파의 전파 속도를 측정하면 횡파가 전달되는 매질의 전단 탄성 계수를 측정할 수 있고, 디스플레이부(220)는 전단 탄성 계수로부터 조직의 강도를 정량적으로 표시할 수 있다. 이와 같이 조직의 강도(stiffness)를 정량적으로 표시한 영상을 초음파 탄성 영상이라 한다.
- [0079] 트랜스듀서(111)는 이러한 "초음파 탄성 영상"을 획득하기 위해 조사 초점에 포커스 빔을 조사하여, 조사 초점으로부터 대상체(ob)로 전달되는 횡파를 발생시킨다. 조사 초점은 유방, 간, 신장, 근육 등 신체 조직 중 일부일 수 있다.
- [0080] 도 7은 횡파의 진행을 검출하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- [0081] 횡파가 발생하면, 트랜스듀서(111)는 대상체(ob)에 초음파를 조사하고(a), 조사된 초음파에 대응하는 반사 초음파를 수신하여(b) 이에 대응하는 전기적 신호인, 초음파 탄성 신호를 생성한다.
- [0082] 이 경우, 트랜스듀서(111)가 대상체(ob)로부터 반사 초음파를 수신하면, 트랜스듀서(111)를 구성하는 압전 진동자나 박막은 수신된 초음파에 대응하여 진동한다. 트랜스듀서(111)는 압전 진동자나 박막의 진동 주파수에 대응하는 주파수의 교류 전류를 생성하여 초음파를 전기적 신호(즉, 초음파 탄성 신호)로 변환한다.
- [0083] 초음파 탄성 신호는 후술할 본체(110)의 연결부(210)를 통해 영상 생성부(240)로 전송된다.
- [0084] 이러한 초음파 프로브(100)에는 케이블의 일단이 연결되며, 케이블의 타단에는 수 커넥터(male connector; 미도시)가 연결될 수 있다.
- [0085] 케이블의 타단에 연결된 수 커넥터는 본체(200)의 암 커넥터(female connector; 미도시)와 물리적으로 결합할 수 있다.
- [0086] 이하, 초음파 영상장치의 본체(200)를 구성하는 각 구성 요소에 대하여 설명한다.
- [0087] 다시, 도 1 및 도 2를 참조하면, 본체(200)는 초음파 프로브(100)와 연결되는 연결부(210), 초음파 영상을 디스플레이 하는 디스플레이부(220), 및 사용자의 조작을 입력 받는 입력부(230)를 포함한다.
- [0088] 연결부(210)는 초음파 프로브(100)가 생성한 초음파 신호를 수신하여 후술할 영상 생성부(240)에 전달할 수 있다. 예를 들어, 연결부(210)는 초음파 프로브(100)에 의해 생성된 초음파 신호 및 초음파 탄성 신호를 수신할 수 있다.
- [0089] 또한, 연결부(210)는 후술할 제어부(260)가 생성한 제어 신호를 초음파 프로브(100)에 전달할 수 있다.
- [0090] 또한, 연결부(210)는 본체(200)의 전원(270)과 연결되어, 초음파 프로브(100)에 초음파 프로브(100)를 구동하기 위한 전압을 공급할 수 있다.
- [0091] 연결부(210)는 하나 이상의 암 커넥터(female connector; 미도시)가 구비될 수 있으며, 초음파 프로브(100)의 케이블과 연결된 수 커넥터(male connector; 미도시)와 물리적으로 결합되어 본체(200)와 초음파 프로브(100)가 상호간에 발생한 신호를 서로 송수신 할 수 있도록 한다.

- [0092] 한편, 이에 한정되지 아니하고, 연결부(210)는 다른 유선 또는 무선 네트워크로 본체(200) 및 초음파 프로브(100)를 연결할 수 있다.
- [0093] 유선 네트워크는 근거리 통신망(Local Area Network; LAN), 광역 통신망(Wide Area Network; WAN) 또는 부가가치 통신망(Value Added Network; VAN)으로 구현될 수도 있다. 무선 네트워크는, 이동 통신망(mobile radio communication network) 또는 위성 통신망, 블루투스, 와이파이(Wi-Fi), NFC(Near Field Communication), RFID, 적외선 통신, 직비(Zigbee) 등의 근거리 통신망 등 모든 종류의 무선 네트워크를 포함한다.
- [0094] 디스플레이부(220)는 후술할 영상 생성부(240)에서 생성된 초음파 영상 및 초음파 탄성 영상, 저장부(250)에 저장된 고해상도 의료 영상을 표시하여 사용자가 대상체(ob) 내부의 구조나 조직 등을 시각적으로 확인할 수 있도록 한다.
- [0095] 사용자는 초음파 영상장치를 이용하여 대상체(ob)의 진단을 수행하는 자로서 의사, 방사선사, 간호사 등을 포함하는 의료진일 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니며, 초음파 영상장치를 사용하는 자이면 모두 사용자가 될 수 있는 것으로 한다.
- [0096] 고해상도 의료 영상은 저장부(250)에 미리 저장된 영상으로서, 자기공명영상(magnetic resonance image, MRI), 컴퓨터단층촬영(Computed Tomography, CT) 기법으로 획득한 의료 영상, 맘모그래피(mammography) 영상, 기타 엑스선 영상, PET(Positron Emission Tomography) 영상과 같이, 초음파 영상을 제외한 다양한 고해상도 또는 고대조도를 갖는 의료 영상을 의미한다.
- [0097] 도 8 및 도 9는 디스플레이부(220)가 디스플레이하는 초음파 영상, 초음파 탄성 영상, 및 고해상도 의료 영상에 대한 도면이다.
- [0098] 도 8을 참조하면, 디스플레이부(220)는 화면 좌측에 초음파 영상을 출력하고, 화면 우측에 초음파 영상에 대응하는 고해상도 의료 영상을 출력한다. 또한, 디스플레이부(220)는 초음파 영상 위에 초음파 탄성 영상을 겹쳐서 출력할 수 있다.
- [0099] 이 경우, 디스플레이부(220)는 미리 설정된 관심점으로부터 미리 설정된 관심 영역(Region Of Interest; ROI)에 대해서 초음파 탄성 영상을 출력할 수 있다.
- [0100] 미리 설정된 관심점은 저장부(250)에 미리 저장된 대상체(ob)의 어느 한 지점의 좌표 정보일 수 있고, 사용자의 조작에 따라 입력부(230)를 통해 입력된 지점일 수 있다.
- [0101] 미리 설정된 관심 영역은 관심점으로부터 미리 설정된 거리 이내에 존재하는 영역일 수 있다.
- [0102] 예를 들어, 도 8과 같이, 사용자는 출력되는 고해상도 의료 영상의 어느 한 지점을 입력할 수 있다. 이 경우, 디스플레이부(220)는 상기 지점으로부터 미리 설정된 거리 이내에 존재하는 대상체(ob)의 관심 영역에 대한 초음파 탄성 영상을 출력한다.
- [0103] 또한, 도 9와 같이, 사용자는 출력되는 초음파 영상의 어느 한 지점을 입력하는 것도 가능하다. 이 경우에도, 디스플레이부(220)는 상기 지점으로부터 미리 설정된 거리 이내에 존재하는 대상체(ob)의 관심 영역에 대한 초음파 탄성 영상을 출력할 수 있다.
- [0104] 디스플레이부(220)는 초음파 탄성 영상으로서, 관심 영역의 각 지점의 탄성도(즉, 전단 탄성 계수)에 따라 미리 설정된 색상을 디스플레이할 수 있다.
- [0105] 예를 들어, 디스플레이부(220)는 초음파 탄성 영상으로서, 종양과 같이 탄성도가 낮은 지점을 붉게 나타내고, 탄성도가 높은 지점을 푸르게 나타낼 수 있다. 미리 설정된 색상은 붉은색, 푸른색에 한정되지 아니하고, 사용자의 설정에 따라 다양하게 설정될 수 있다.
- [0106] 또한, 디스플레이부(220)는 수치화된 관심 영역의 각 지점의 탄성도를 사용자에게 디스플레이할 수도 있다.
- [0107] 디스플레이부(220)는 본체(200)와 결합되어 장착될 수 있으나, 본체(200)와 분리 가능하도록 구현될 수도 있다.
- [0108] 그리고 도 1에는 도시하지는 않았으나, 초음파 영상장치의 동작과 관련된 어플리케이션(예를 들면, 초음파 진단에 필요한 메뉴나 안내 사항)을 디스플레이하는 별도의 서브 디스플레이부를 포함할 수 있다.
- [0109] 디스플레이부(220)는 영상 장치와 관련된 다양한 정보를 표시하는 역할을 수행하는 것으로, LCD(Liquid Crystal Display), LED(Light Emitting Diodes), OLED(Organic Light Emitting Diodes), AMOLED(Active Matrix Organic

Light Emitting Diodes), 플렉시블 디스플레이(flexible display), 3차원 디스플레이(3D display) 등의 표현 수단으로 구현될 수 있고, 디스플레이 기능 및 입력 기능을 모두 갖는 터치 스크린일 수도 있다.

- [0110] 입력부(230)는 사용자로부터 초음파 영상장치의 동작과 관련된 명령 또는 조작을 입력 받는다.
- [0111] 예를 들어, 사용자는 입력부(230)를 통해 초음파 진단 시작, 관심점의 선택, 출력되는 초음파 영상에 대한 모드 선택, 후술할 영상 정합에 필요한 정보 등을 입력할 수 있다.
- [0112] 초음파 영상에 대한 모드는 A-모드(Amplitude mode), B-모드(Brightness mode), D-모드(Doppler mode), E-모드(Elastoyaphy mode), 및 M-모드(Motion mode) 등이 그 예가 될 수 있다.
- [0113] 입력부(230)는 키보드, 마우스, 트랙볼, 터치 스크린, 풋 스위치(foot switch) 및 풋 페달(foot pedal) 중 적어도 하나를 포함할 수 있으나 이에 한정되지는 않는다.
- [0114] 입력부(230)는 도 1에서와 같이 본체(200)의 상부에 위치할 수도 있으나, 입력부(230)가 풋 스위치(foot switch) 및 풋 페달(foot pedal)등으로 구현되는 경우에는 본체(200)의 하부에 마련되는 것도 가능하다.
- [0115] 또한, 입력부(230)가 터치 스크린 등과 같이 GUI(Graphical User interface), 즉 소프트웨어적으로 구현되는 경우에는 디스플레이부(220)를 통해 디스플레이될 수 있다.
- [0116] 또한, 도 2를 참조하면, 본체(200)는 초음파 영상 및 초음파 탄성 영상을 생성하는 영상 생성부(240), 고해상도 의료 영상이 저장된 저장부(250), 본체(200) 및 초음파 프로브(100)의 각 구성요소를 제어하기 위한 제어 신호를 생성하는 제어부(260), 본체(200) 및 초음파 프로브(100)에 전압을 공급하는 전원(270)을 더 포함할 수 있다.
- [0117] 영상 생성부(240)는 연결부(210)를 통해 초음파 프로브(100)로부터 수신한 초음파 신호에 기초하여 대상체(ob)의 초음파 영상을 생성한다.
- [0118] 또한, 영상 생성부(240)는 연결부(210)를 통해 초음파 프로브(100)로부터 수신한 초음파 탄성 신호에 기초하여 대상체(ob)의 관심 영역에 대한 초음파 탄성 영상을 생성한다.
- [0119] 구체적으로, 영상 생성부(240)는 활성화된 초음파 프로브(100)의 트랜스듀서(111)로부터 초음파 탄성 신호를 수신하여, 대상체(ob)의 초음파 영상을 생성한다.
- [0120] 이때, 횡파는 초당 최대 10m 정도의 빠른 속도로 진행하기 때문에, 영상 생성부(240)는 초음파 프로브(100)의 트랜스듀서 어레이(112)를 이용하여, 대상체(ob)의 조직의 변이가 진행되는 모습을 약 5000Hz의 고속으로 저장한다. 영상 생성부(240)는 B-모드 영상을 생성할 수 있다.
- [0121] 영상 생성부(240)는 연속되는 2장의 초음파 영상으로부터 변이 영상을 산출하여, 조직의 변이가 일어난 지점을 검출하고, 변이의 이동 속도를 산출한다. 이 경우, 연속되는 2장의 초음파 영상을 비교하여 스캐터(scatter)가 변한 정도를 산출하여 조직의 변이를 검출할 수 있다.
- [0122] 이어서, 영상 생성부(240)는 각 변이 영상으로부터 영상 내에서 횡파의 위치를 판별하여, 횡파의 전파 속도를 측정한다.
- [0123] 그리고, 영상 생성부(240)는 횡파의 전파 속도에 기초하여 전단 탄성 계수(shear modulus)를 산출한다. 전단 탄성 계수는 횡파 속도의 제곱에 매질의 밀도를 곱하여 산출된다.
- [0124] 영상 생성부(240)는 이러한 전단 탄성 계수를 탄성도로서 산출하고, 산출된 탄성도에 기초하여 초음파 탄성 영상을 생성한다.
- [0125] 초음파 탄성 영상은 상술한 바와 같이, 관심 영역의 탄성도에 따라 미리 설정된 색상을 포함할 수 있고, 3차원 영상, 또는 파형으로 디스플레이되는 스펙트럴 영상으로도 구현될 수 있다.
- [0126] 저장부(250)에는 하나 이상의 고해상도 의료 영상이 저장되어 있다. 고해상도 의료 영상은 자기공명영상(magnetic resonance image, MRI), 컴퓨터단층촬영(Computed Tomography, CT) 기법으로 획득한 의료 영상, 맘모그래피(mammography) 영상, 기타 엑스선 영상, PET(Positron Emission Tomography) 영상과 같이, 초음파 영상을 제외한 다양한 의료 영상을 의미한다.
- [0127] 이러한 고해상도 의료 영상은 3차원 볼륨 영상으로 결합되어 저장되어 있을 수 있다.
- [0128] 도 10은 3차원 볼륨 영상으로 결합된 고해상도 의료 영상이다.

- [0129] 저장부(250)에는 대상체의 각 부위에 대응하는 3차원 볼륨 영상이 도 3과 같이 저장되어 있을 수 있다. 이러한 3차원 볼륨 영상은 하나 이상의 단면 영상이 결합된 것일 수 있다.
- [0130] 또한, 저장부(250)에는 각 고해상도 의료 영상이 포함하는 영상 정보가 저장되어 있을 수 있다. 예를 들어, 도 10과 같이, 저장부(250)에는 단면 영상으로 구현된 고해상도 의료 영상이 DICOM좌표계(obc) 상에서 관상면(즉, yz평면)임을 나타내는 정보, 고해상도 의료 영상이 포함하는 어느 지점의 좌표 정보(예를 들어, (x1, y1, z1))가 저장되어 있을 수 있다.
- [0131] 또한, 저장부(250)에는 영상 생성부(240)가 생성한 초음파 영상 및 초음파 탄성 영상이 저장되어 있을 수도 있고, 설정 또는 입력된 관심점, 또는 설정된 관심 영역 등이 저장되어 있을 수도 있다.
- [0132] 이외에도 저장부(250)에는 초음파 영상장치를 제어하기 위하여 필요한 다양한 정보가 저장되어 있을 수 있다.
- [0133] 저장부(250)는 캐쉬, ROM(Read Only Memory), PROM(Programmable ROM), EPROM(Erasable Programmable ROM), EEPROM(Electrically Erasable Programmable ROM) 및 플래쉬 메모리(Flash memory)와 같은 비휘발성 메모리 소자 또는 RAM(Random Access Memory)과 같은 휘발성 메모리 소자 또는 하드디스크 드라이브(HDD, Hard Disk Drive), CD-ROM과 같은 저장 매체 중 적어도 하나로 구현될 수 있으나 이에 한정되지는 않는다.
- [0134] 다시, 도 2를 참조하면, 제어부(260)는 초음파 영상장치의 구성 요소들을 전반적으로 제어하기 위한 제어 신호를 생성한다.
- [0135] 이하, 제어부(260)의 제어 과정에 대하여 설명한다.
- [0136] 우선, 제어부(260)는 초음파 프로브(100)를 구동하기 위하여, 전원(270)이 초음파 프로브(100)에 전압을 공급하도록 제어한다.
- [0137] 이어서, 제어부(260)는 초음파 프로브(100)의 트랜스듀서(111)의 활성화 범위를 결정하고, 활성화 범위 내에 존재하는 트랜스듀서(111)가 대상체(ob)에 초음파를 조사하도록 제어한다. 활성화 범위는 저장부(250)에 미리 설정되어 있을 수 있고, 입력부(230)를 통해 사용자로부터 입력 받는 것도 가능하다.
- [0138] 이어서, 제어부(260)는 대상체(ob)로부터 반사 초음파를 수신하도록 트랜스듀서(111)를 제어한다.
- [0139] 그리고, 제어부(260)는 영상 생성부(210)가 트랜스듀서(111)로부터 수신한 초음파 신호에 기초하여 초음파 영상을 생성하도록 제어한다.
- [0140] 생성된 어느 "초음파 영상"은 사용자의 입력 또는 미리 결정된 설정에 의해 선택되어, 고해상도 의료 영상과 정합되는 "기준 초음파 영상"이 될 수 있다.
- [0141] 이어서, 제어부(260)는 저장부(250)에 저장된 고해상도 의료 영상과, 영상 생성부(210)에 의해 생성된 기준 초음파 영상을 정합한다.
- [0142] 도 11은 고해상도 의료 영상과 기준 초음파 영상의 정합 방법을 설명하기 위한 개념도이다.
- [0143] 도 11(a)(b)의 좌측 영상은 3차원 볼륨 영상으로 구현된 고해상도 의료 영상(400)을 의미하고, 도 11(a)(b)의 우측 영상은 3차원 볼륨 영상으로 구현된 기준 초음파 영상(500)을 의미한다.
- [0144] 도 11의 (a)를 참조하면, 제어부(260)는 저장부(250)에 저장된 좌표 정보를 포함하는 대상체(ob)에 대한 고해상도 의료 영상(400)과 영상 생성부(240)에 의해 생성된 기준 초음파 영상(500)을 획득할 수 있다.
- [0145] 도 11의 (b)를 참조하면, 제어부(260)는 사용자의 초음파 프로브(100)에 대한 좌표 정보 입력에 따라, DICOM 좌표계(obc) 상에서 기준 초음파 영상(500)의 좌표 정보를 추정한다. 이하, 도 12를 참조하여, DICOM 좌표계(obc) 상에서 기준 초음파 영상(500)의 좌표 정보를 추정하는 방법에 대하여 자세히 설명한다.
- [0146] 도 12는 DICOM 좌표계(obc) 상에서 기준 초음파 영상(500)의 좌표 정보를 추정하는 방법을 설명하기 위한 개념도이다. 도 12에서는, DICOM 좌표계가 정합의 기준이 되는 좌표계로서 도시되나, 반드시 이에 한정되지 않는다.
- [0147] 예를 들어, 도 12에 도시된 바와 같이, 초음파 프로브(100)는 미리 설정된 좌표계(100c)에서 방향이 정의될 수 있다. 또한, 대상체(ob)도 미리 설정된 좌표계(obc)에서 방향이 정의될 수 있다.
- [0148] 우선, 사용자는, 대상체(ob)에 대한 DICOM 좌표계(obc)와 초음파 프로브(100)의 좌표계(100c)가 평행하도록, 초음파 프로브(100)를 위치시킬 수 있다.

- [0149] 그리고, 사용자는 초음파 프로브(100)의 현재 좌표 정보를 입력부(230)에 입력할 수 있다.
- [0150] 예를 들어, 사용자는, 입력부(230)를 통해 초음파 프로브(100)의 좌표 정보를 획득하라는 명령을 입력할 수 있다.
- [0151] 이 경우, 제어부(260)는, 초음파 프로브(100)의 명령을 입력한 시점에서 위치 감지부(120)를 통해 초음파 프로브(100)의 좌표 정보를 획득할 수 있다.
- [0152] 이어서, 제어부(260)는, 초음파 프로브(100)의 좌표 정보로부터 DICOM좌표계(obc) 상에서의 기준 초음파 영상의 좌표 정보를 추정할 수 있다.
- [0153] 예를 들어, 사용자가 입력부(230)를 통해 초음파 프로브(100)와 대상체(ob) 간의 위치적 관계가 "평행"임을 입력한 경우, 제어부(260)는, 초음파 프로브(100)의 좌표 정보로부터 초음파 프로브(100)의 좌표계(100c)와 DICOM좌표계(obc)가 동일하다고 판단할 수 있다.
- [0154] 이에 따라, 제어부(260)는 생성된 기준 초음파 영상(500)이 DICOM좌표계(obc) 상에서 어디에 위치하는지, 어떠한 방향에서 수신한 초음파 영상(500)인지 판단할 수 있다.
- [0155] 이 경우, 도 10에서 전술한 바와 같이, 저장부(250)에 저장된 고해상도 의료 영상(400) 또한 DICOM좌표계(obc) 기준의 좌표 정보를 포함하고 있으므로, 고해상도 의료 영상(400)의 좌표계와 영상 생성부(240)에 의해 생성된 기준 초음파 영상(500)의 "좌표계"가 서로 매칭된다.
- [0156] 한편, 대상체(ob)에 대한 DICOM 좌표계(obc)와 초음파 프로브(100)의 좌표계(100c)가 평행하도록, 초음파 프로브(100)를 위치시킨 경우에 대하여 예로 들어 설명하였으나, 사용자는 다양한 각도에서 초음파 프로브(100)를 위치시키고, 대응하는 초음파 프로브(100)와 대상체(ob) 간의 위치적 관계를 입력부(230)에 입력할 수도 있다.
- [0157] 이어서, 제어부(260)는 추정된 기준 초음파 영상(500)의 좌표 정보를 기반으로, 초음파 영상(500)과 고해상도 의료 영상(400)을 정합한다.
- [0158] 제어부(260)는 사용자의 입력에 기초하여 기준 초음파 영상(500)과 고해상도 의료 영상(400)을 정합할 수 있고, 자동으로 기준 초음파 영상(500)과 고해상도 의료 영상(400)을 정합할 수도 있다.
- [0159] 구체적으로, 다시 도 11의 (c)를 참조하면, 사용자는 입력부(230)를 통해 고해상도 의료 영상(400)의 제 1 특징점(410)과 제 1 특징점(410)에 대응하는 기준 초음파 영상(500)의 제 2 특징점(420)을 각각 선택할 수 있다.
- [0160] 이 경우, 사용자는 입력부(230)를 통해 고해상도 의료 영상(400)의 볼륨 영상에 포함된 복수의 단면 영상들 중 어느 하나의 단면 영상으로부터 제 1 특징점(410)을 선택할 수 있다.
- [0161] 또한, 사용자는 입력부(230)를 통해 기준 초음파 영상의 볼륨 영상에 포함된 복수의 단면 영상들 중 어느 하나의 단면 영상으로부터 제 2 특징점(520)을 선택할 수 있다.
- [0162] 한편, 사용자는 볼륨 영상을 복수의 단면 영상으로 구분하는 과정 없이, 입력부(230)를 통해 각 볼륨 영상(400, 500)으로부터 제1 특징점(410) 및 제 2 특징점(510)을 직접 선택할 수도 있다.
- [0163] 또한, 제 2 특징점(510)은 고해상도 의료 영상 내에서 미리 설정된 지점일 수도 있다. 이 경우, 사용자는 디스플레이부(220)를 통해 출력된 제 2 특징점(510)을 보고 이에 대응하는 제 1 특징점(410)을 기준 초음파 영상(400)으로부터 선택할 수 있다.
- [0164] 이어서, 제어부(260)는 제 1 특징점(410) 및 제 2 특징점(510)을 기초로 고해상도 의료 영상의 볼륨 영상 및 기준 초음파 영상의 볼륨 영상을 정합한다. 예를 들어, 제어부(260)는 선택된 제 1 특징점(410) 및 제 2 특징점(510)을 대상체(ob)의 동일한 지점으로서 판단할 수 있다.
- [0165] 도 11에서는, 볼륨 영상으로 구현된 고해상도 의료 영상 및 기준 초음파 영상을 예로 들어 설명하였지만, 반드시 이에 한정되지 아니하고, 단면 영상으로 구현될 수도 있다.
- [0166] 또한, 제어부(260)는, 사용자의 추가적인 특징점 입력에 기초하여 정합을 수행함으로써 정합의 정확성을 향상시킬 수도 있다.
- [0167] 이어서, 정합이 완료되면, 사용자는 초음파 프로브(100)를 움직이고, 위치 감지부(120)가 실시간으로 초음파 프로브(100)의 좌표 정보를 획득한다.
- [0168] 위치 감지부(120)에 의해 획득된 좌표 정보는 실시간으로 제어부(260)에 전송되고, 제어부(260)는 좌표 정보에

기초하여, 실시간으로 생성되는 초음파 영상의 좌표 정보에 대응하는 고해상도 의료 영상의 좌표 정보를 추적한다.

- [0169] 예를 들어, 초음파 프로브(100)가 도 11(c)의 제 1 특징점(410)으로부터 x1만큼 x축으로 이동하여, x1만큼 이동한 지점에서 초음파 영상이 생성된 경우, 제어부(260)는 제 2 특징점(510)으로부터 x1만큼 x축으로 떨어진 지점을 추적하여, x1만큼 떨어진 지점에 대응하는 고해상도 의료 영상의 단면 영상을 검출한다.
- [0170] 검출된 고해상도 의료 영상 및 이에 대응하는 초음파 영상은 실시간으로 디스플레이부(220)에서 디스플레이된다.
- [0171] 이어서, 제어부(260)는 사용자로부터 입력된 또는 미리 설정된 관심점을 추출하고, 초음파 프로브(100)의 조사 범위 내에 관심점 또는 관심점이 존재하는 관심 영역이 존재하도록 초음파 프로브(100)의 움직임을 가이드한다.
- [0172] 관심점은 도 8에서 전술한 바와 같이, 미리 저장된 대상체(ob)의 어느 한 지점의 좌표 정보일 수 있고, 사용자의 조작에 따라 입력부(230)를 통해 입력된 지점일 수 있다.
- [0173] 미리 설정된 관심 영역은 관심점으로부터 미리 설정된 거리 이내에 존재하는 영역일 수 있다.
- [0174] 도 13은 초음파 프로브(100)의 움직임을 가이드하는 방법을 설명하기 위한 개념도이다.
- [0175] 예를 들어, 도 13의 (a)를 참조하면, 관심점의 좌표 정보가 DICOM좌표계 상에서 (xi, yi, zi)이고, 현재 초음파 프로브(100)의 조사 초점의 좌표 정보가 DICOM좌표계 상에서 (xp, yp, zp)인 경우, 제어부(260)는 조사 초점의 좌표 정보가 DICOM좌표 상에서 (xi, yi, zi)가 되도록, 도 13의 (b)와 같이 디스플레이부(220)가 현재 초음파 프로브(100)의 방향을 지시하는 마커를 사용자에게 디스플레이할 수 있다.
- [0176] 그러나, 제어부(260)는 반드시 도 13의 (b)에 도시된 바와 같은 마커를 디스플레이하도록 디스플레이부(220)를 제어하는 것뿐만 아니라, 관심점으로부터의 거리를 나타내는 +/-?? 바 형태의 그래프를 디스플레이하도록 디스플레이부(220)를 제어하는 등, 다양한 형태로 초음파 프로브(100)의 움직임을 가이드할 수 있다.
- [0177] 이어서, 제어부(260)는 포커스 빔의 조사 초점을 판단하고, 판단된 조사 초점에 포커스 빔을 조사하도록 초음파 프로브(100)를 제어한다.
- [0178] 구체적으로, 제어부(260)는 포커스 빔의 조사 초점을 판단하는데, 조사 초점을 판단하기 위해, 조사 초점과 관심점 간의 거리를 결정할 수 있다. 이하, DICOM좌표계를 기준으로 조사 초점과 관심점 간의 거리를 설명한다.
- [0179] 도 14는 조사 초점과 관심점 간의 거리를 설명하기 위한 대상체의 yz평면도이고, 도 15는 조사 초점과 관심점 간의 거리를 설명하기 위한 대상체의 xz평면도이다.
- [0180] 조사 초점과 관심점 간의 거리(offset)가 너무 짧을 경우, xz평면에서 바라봤을 때, 곡선 형태의 횡파가 관심점에 전달되므로, 관심점의 정확한 탄성도를 측정하기 어렵다.
- [0181] 또한, 조사 초점과 관심점 간의 거리(offset)가 너무 길 경우, 횡파의 감쇠로 인해 관심점에서 탄성도를 측정하기에 충분한 횡파 크기를 획득할 수 없다.
- [0182] 따라서, 도 14 및 도 15를 참조하면, 제어부(260)는 조사 초점에서 발생한 횡파의 x축 방향으로의 변화량에 기초하여 조사 초점과 관심점 간의 거리(offset)를 미리 결정한다.
- [0183] 이 경우, 제어부(260)는 수학적 식 1에 기초하여 조사 초점과 관심 영역 간의 거리(offset)를 결정할 수 있다.

수학적 식 1

$$\varepsilon = \frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2} / \left(\frac{\partial^2 u_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial z^2} \right) < \text{Thres}$$

[0184]

[0185] 여기서, ε 는 오차율, u_z 는 횡파의 z축 방향에서의 변위, Thres는 미리 설정된 임계값을 의미한다.

[0186] 수학적 식 1에 따르면, 오차율은 횡파의 x축 방향으로의 변화량에 비례하고, y축 방향으로의 변화량 및 z축 방향으로의 변화량의 합에 반비례한다.

[0187] 제어부(260)는 오차율이 미리 설정된 임계값보다 작도록, 횡파의 z축 방향에서의 변위를 결정하고, 상기 변위와

관심점 간의 거리보다 큰 값을 조사 초점과 관심점 간의 거리(offset)로서 결정할 수 있다.

- [0188] 또한, 제어부(260)는 횡파의 크기에 기초하여 조사 초점과 관심 영역 간의 거리(offset)를 미리 결정할 수도 있다. 이는 횡파의 감쇠 정도를 고려하기 위함이다.
- [0189] 또한, 제어부(260)는 관심점으로부터 결정된 거리(offset)만큼 떨어진 지점의 깊이 방향(즉, y축 방향) 수직선을 푸싱라인(pushing line, pl)로서 결정할 수 있다.
- [0190] 이어서, 제어부(260)는 관심점과 동일한 깊이에 위치하고, 결정한 푸싱 라인(pl)에 존재하는 어느 한 지점을 조사 초점으로서 판단할 수 있다.
- [0191] 예를 들어, 제어부(260)는 DICOM좌표계 상에서 y축 방향으로 관심점과 동일한 깊이에 위치하고, 푸싱라인(pl)에 존재하는 어느 한 지점을 조사 초점으로서 판단할 수 있다.
- [0192] 또한, 제어부(260)는 초음파 프로브(100)의 조사 너비를 결정하여, 복수의 지점을 조사 초점으로 할 수도 있다.
- [0193] 도 16은 초음파와 조사 너비에 따른 포커스 빔의 조사 초점의 개수를 설명하기 위한 개념도이다.
- [0194] 도 3과 관련하여 전술한 바와 같이, 제어부(260)는 활성화되는 트랜스듀서(111)의 범위(즉, 활성화 범위)를 선택할 수 있고, 활성화 범위는 미리 설정된 값 또는 사용자의 입력에 따라 다를 수 있다.
- [0195] 도 16의 (a)와 같이, 활성화 범위가 넓을수록, 포커스 빔의 조사 너비(ap1)는 넓어지고, 도 16의 (b)와 같이, 활성화 범위가 좁을수록, 포커스 빔의 조사 너비(ap2)는 좁아진다.
- [0196] 도 16의 (a)와 같이, 포커스 빔의 조사 너비(ap1)가 넓어질수록, 포커스 빔의 집속도가 높아짐으로써, 조사 초점의 개수는 줄어들고, 도 16의 (b)와 같이, 포커스 빔의 조사 너비(ap2)가 좁아질수록, 포커스 빔의 집속도가 낮아짐으로써, 조사 초점의 개수는 증가한다.
- [0197] 이 경우, 조사 초점의 개수는 조사 초점의 심도(Depth of Field, DOF)에 비례하므로, 사용자가 조사 초점의 개수 대신 희망하는 DOF 값을 입력한 경우, 제어부(260)는 수학적 2에 따라 포커스 빔의 조사 너비(ap)를 결정할 수 있다.

수학적 2

$$DOF = 8 * \left(\frac{F}{ap} \right) * 2\lambda$$

- [0198]
- [0199] 여기서, F는 조사 초점의 깊이, λ 는 포커스 빔의 파장을 의미한다.
- [0200] 이어서, 제어부(260)는 결정된 조사 초점의 위치 및 너비에 따라 조사 초점을 판단하고, 초음파 프로브(100)가 조사 초점에 포커스 빔을 조사하도록 제어한다.
- [0201] 그리고, 제어부(260)는 반사된 초음파에 기초하여 초음파 탄성 영상을 생성하도록 영상 생성부(240)를 제어하고, 디스플레이부(220)가 초음파 영상, 고해상도 의료 영상, 및 초음파 탄성 영상을 함께 출력하도록 제어한다.
- [0202] 이 경우, 제어부(260)는 관심점의 탄성도를 산출하는데, 탄성도는 수학적 3에 의해 산출될 수 있다.

수학적 3

$$\rho \frac{\partial^2 u_z}{\partial t^2} = \mu(x, y, z) \left(\frac{\partial^2 u_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial z^2} \right)$$

[0203]

- [0204] 여기서, ρ 는 매질의 밀도, μ 는 탄성도, u_z 는 횡파의 z 축 방향에서의 변위를 의미한다.
- [0205] 대상체(ob)에 사람의 인체인 경우, ρ 는 인체 조직의 밀도가 될 수 있다.
- [0206] 또한, 도 15에서 전술한 바와 같이, 조사 초점과 관심점 간의 거리(offset)는, 관심점에서 횡파의 x 축 방향으로의 변화량이 충분히 작도록(즉, 직선 형태로 조사되도록) 결정되므로, $\frac{\partial^2 u_x}{\partial y^2}$ 는 0으로 가정될 수 있다.
- [0207] 제어부(260)는 관심 영역 내에서 각 지점을 통과하는 횡파의 시간에 따른 변화량, 및 각 축에 따른 변화량을 측정함으로써 각 지점(관심점을 포함함)의 탄성도를 측정할 수 있다.
- [0208] 또한, 제어부(260)는 도 2에 도시된 바와 같이, 프로세서(Processor, 261), 초음파 영상 장치의 제어를 위한 제어 프로그램이 저장된 롬(ROM, 263) 및 초음파 영상 장치의 외부에서부터 입력되는 신호 또는 데이터를 저장하거나, 초음파 영상 장치에서 수행되는 다양한 작업에 대응되는 저장 영역으로 사용되는 램(RAM, 172)을 포함할 수 있다.
- [0209] 또한, 제어부(260)와 전기적으로 연결되는 별개인 회로 기판에 프로세서(261), 램(262) 또는 롬(263)을 포함하는 프로세싱 보드(graphic processing board, 도시되지 아니함)를 포함할 수 있다.
- [0210] 프로세서(261), 램(262) 및 롬(263)은 내부 버스(bus)를 통해 상호 연결될 수 있다.
- [0211] 또한, 제어부(260)는 프로세서(261), 램(262) 및 롬(263)을 포함하는 구성 요소를 지칭하는 용어로 사용될 수 있다.
- [0212] 또한, 제어부(260)는 프로세서(261), 램(262), 롬(263), 및 프로세싱 보드(도시하지 아니함)를 포함하는 구성 요소를 지칭하는 용어로 사용될 수도 있다.
- [0213] 이와 같이, 초음파 영상장치는 정합된 고해상도 의료 영상 및 초음파 영상을 사용자에게 디스플레이하고, 관심점에 대한 초음파 탄성 영상을 함께 사용자에게 제공함으로써, 사용자에게 관심점에 대한 정확한 진단을 제공할 수 있다.
- [0214] 그러나, 고해상도 의료 영상 및 초음파 영상의 정합 방법은 상술한 실시예에 한정되지 아니하고, 다양한 형태로, 수동 또는 자동으로 수행될 수 있다.
- [0215] 초음파 탄성 영상을 생성하는 방법 또한 상술한 실시예에 한정되지 아니하고, 다양한 형태로 수행될 수 있다.
- [0216] 이하, 도 17 내지 도 18을 참조하여, 초음파 영상장치의 제어 방법에 대해 설명한다.
- [0217] 도 17은 초음파 영상장치의 전반적인 제어 방법에 대한 순서도이고, 도 18은 초음파 영상장치의 초음파 탄성 영상 생성 방법에 대한 순서도이다.
- [0218] 도 17을 참조하면, 초음파 영상장치는 초음파 영상을 생성하기 위해, 초음파 프로브(100)에 전압을 공급하고, 대상체(ob)에 초음파를 조사한다(S1050). 그리고, 대상체(ob)로부터 반사된 초음파(이하, 반사 초음파)를 수신하여, 초음파 영상을 생성한다(S1050).
- [0219] 이어서, 초음파 영상장치는 고해상도 의료 영상과 초음파 영상을 정합한다(S1100).
- [0220] 고해상도 의료 영상과 초음파 영상을 정합하는 방법(S1100)의 일 예로서, 사용자로부터 초음파 프로브(100)의 좌표 정보를 입력 받고, 고해상도 의료 영상의 제 1 특징점에 대응하는 초음파 영상의 제 2 특징점을 입력받아, 수동으로 정합을 수행하는 방법이 존재한다.
- [0221] 그러나, 초음파 영상장치는 반드시 사용자의 입력에 따라 수동으로 정합하는 것뿐만 아니라, 자동으로 정합을 수행하는 것도 가능하다.
- [0222] 또한, 초음파 영상 및 정합된 초음파 영상 및 고해상도 의료 영상은 디스플레이부(220)를 통해 사용자에게 디스플레이될 수 있다.
- [0223] 이어서, 초음파 영상장치는 사용자로부터 또는 미리 설정된 관심점을 추출한다(S1200)를 추출한다.
- [0224] 이 경우, 관심점은 미리 저장된 대상체(ob)의 어느 한 지점의 좌표 정보일 수 있고, 사용자의 조작에 따라 입력부(230)를 통해 입력된 지점일 수도 있다.
- [0225] 관심점이 사용자의 조작에 따라 입력되는 경우, 사용자는 디스플레이되는 고해상도 의료 영상의 어느 한 지점,

또는 디스플레이되는 초음파 영상의 어느 한 지점을 지정함으로써, 관심점을 입력할 수 있다.

- [0226] 이어서, 초음파 영상장치는 초음파 프로브(100)의 초음파 조사 범위 내에 관심점이 존재하도록 초음파 프로브(100)의 움직임을 가이드한다(S1300).
- [0227] 예를 들어, 초음파 영상장치는 사용자에게 초음파 프로브(100)의 현재 조사 범위와 관심점의 위치를 함께 디스플레이할 수 있다. 이 경우, 사용자는 디스플레이되는 초음파 프로브(100)의 조사 범위를 보며, 관심점 위치에 초음파의 조사 범위가 위치하도록 초음파 프로브(100)를 제어할 수 있다.
- [0228] 이외에도, 초음파 영상장치는 관심점으로부터의 거리를 나타내는 +/-?? 바 형태의 그래프를 디스플레이하는 등 다양한 형태로 초음파 프로브(100)의 움직임을 가이드할 수 있다.
- [0229] 이어서, 초음파 영상장치는 관심 영역에 대한 초음파 탄성 영상을 생성한다(S1400). 이 경우, 초음파 영상장치는 미리 설정된 시간 경과 이후에, 또는 사용자의 입력에 따라 초음파 탄성 영상을 생성하기 위한 포커스 빔을 대상체(ob)에 조사할 수 있다. 초음파 탄성 영상을 생성하는 방법의 일 예에 관한 자세한 설명은 도 18과 관련하여 후술한다.
- [0230] 이어서, 초음파 영상장치는 생성된 초음파 탄성 영상을 초음파 영상 및 고해상도 의료 영상과 함께 사용자에게 디스플레이한다(S1500).
- [0231] 예를 들어, 관심 영역에 대한 초음파 탄성 영상은 초음파 영상 위에 오버랩(overlap)되어 디스플레이될 수 있고, 초음파 영상 및 고해상도 의료 영상과 별도의 영상으로서 디스플레이될 수도 있다.
- [0232] 초음파 탄성 영상으로 디스플레이되는 관심 영역의 각 지점은 탄성도에 따라 미리 설정된 색상을 가질 수 있다. 예를 들어, 탄성도가 낮은 지점일수록 붉은색으로 디스플레이될 수 있다.
- [0233] 또한, 초음파 영상장치는, 관심 영역의 각 지점의 탄성도를 수치화하여 사용자에게 디스플레이할 수도 있다.
- [0234] 이하, 도 18을 참조하여, 초음파 영상장치가 초음파 탄성 영상을 생성하는 방법(S1400)대하여 예를 들어 설명한다.
- [0235] 우선, 초음파 영상장치는 추출된 관심점 주변의 관심 영역(Region of Interest, ROI)을 생성한다(S1410).
- [0236] 관심 영역은 관심 지점으로 미리 설정된 거리 이내의 모든 영역일 수 있다. 또한, 관심 영역은 사용자로부터 설정된 영역일 수 있다.
- [0237] 이어서, 초음파 영상장치는 초음파 프로브(100)의 조사 초점을 판단한다(S1420).
- [0238] 이를 위해, 초음파 영상장치는, 조사 초점과 관심점 간의 거리, 조사 초점의 깊이, 및 조사 너비를 결정할 수 있다.
- [0239] 이 경우, 초음파 영상장치는, 일 예로서, 조사 초점의 깊이를 관심점의 깊이와 동일하게 결정할 수 있고, 조사 초점과 관심점 간의 거리를 횡파의 변화량에 기초하여 결정할 수 있고, 초음파 조사 너비를 초음파 초점 개수 또는 DOF에 기초하여 결정할 수 있다.
- [0240] 한편, 상술한 초음파 영상 장치의 제어방법은 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체에 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드로서 구현되는 것이 가능하다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체로는 컴퓨터 시스템에 의하여 해독될 수 있는 데이터가 저장된 모든 종류의 기록 매체를 포함한다. 예를 들어, ROM(Read Only Memory), RAM(Random Access Memory), 자기 테이프, 자기 디스크, 플래쉬 메모리, 광 데이터 저장장치 등이 있을 수 있다. 또한, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 통신망으로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어, 분산방식으로 읽을 수 있는 코드로서 저장되고 실행될 수 있다.
- [0241] 전술한 설명은 예시를 위한 것이며, 개시된 발명이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 쉽게 변형이 가능하다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다. 예를 들어, 단일형으로 설명되어 있는 각 구성 요소는 분산되어 실시될 수도 있으며, 마찬가지로 분산된 것으로 설명되어 있는 구성 요소들도 결합된 형태로 실시될 수 있다.
- [0242] 개시된 발명의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는

것으로 해석되어야 한다.

부호의 설명

[0243]

ob: 대상체

100: 초음파 프로브

110: 트랜스듀서 모듈

120: 위치 감지부

200: 본체

210: 연결부

220: 디스플레이부

230: 입력부

240: 영상 생성부

250: 저장부

260: 제어부

261: 프로세서

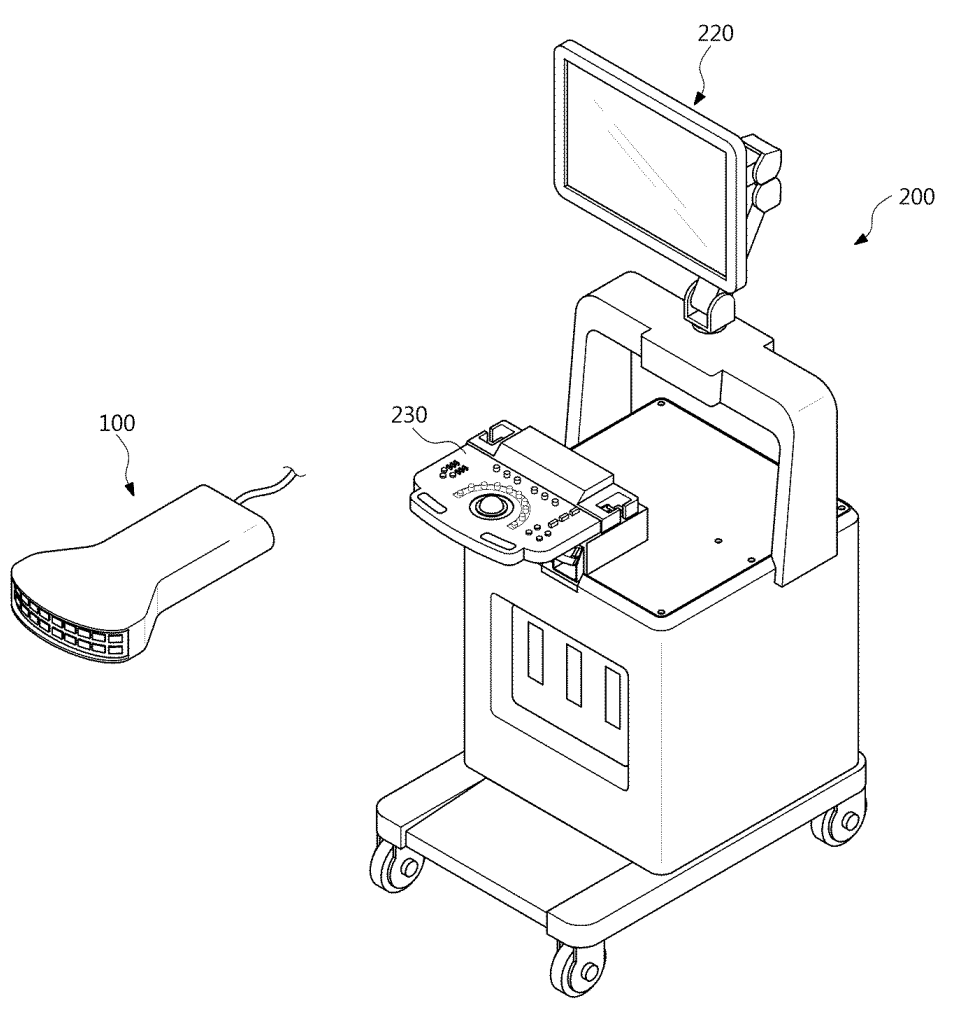
262: 램

263: 롬

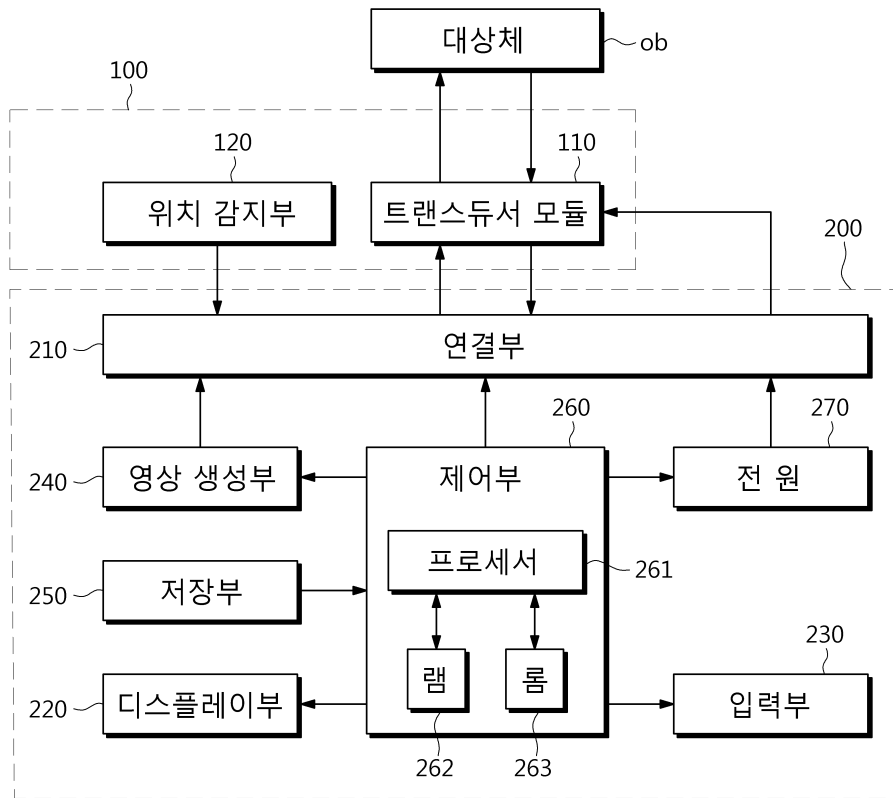
270: 전원

도면

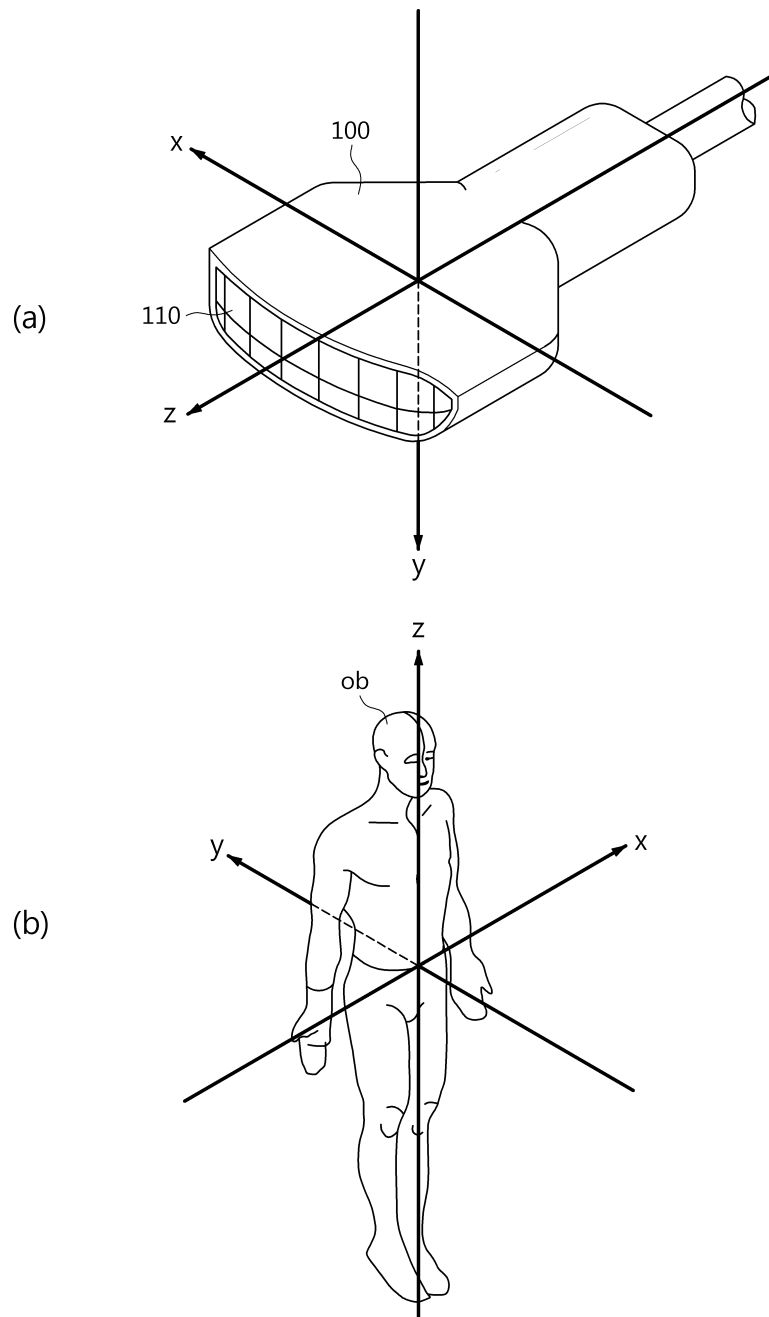
도면1



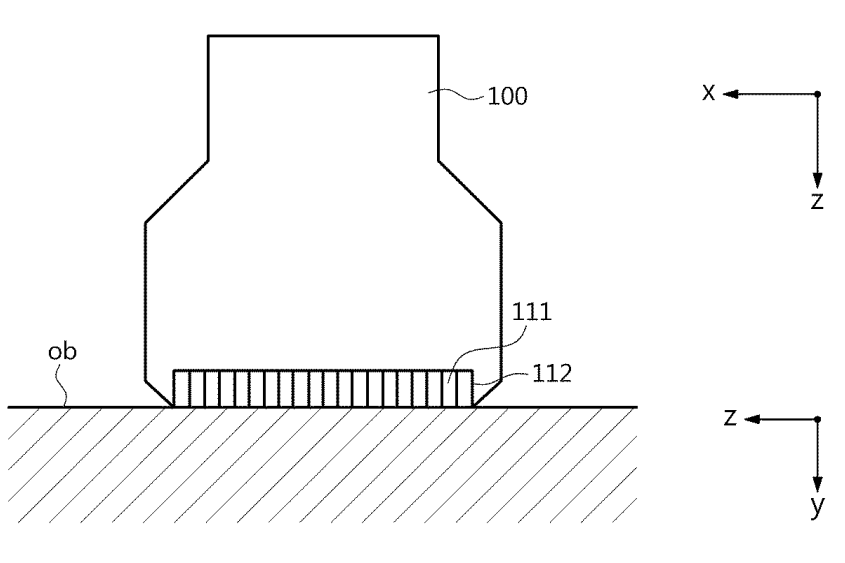
도면2



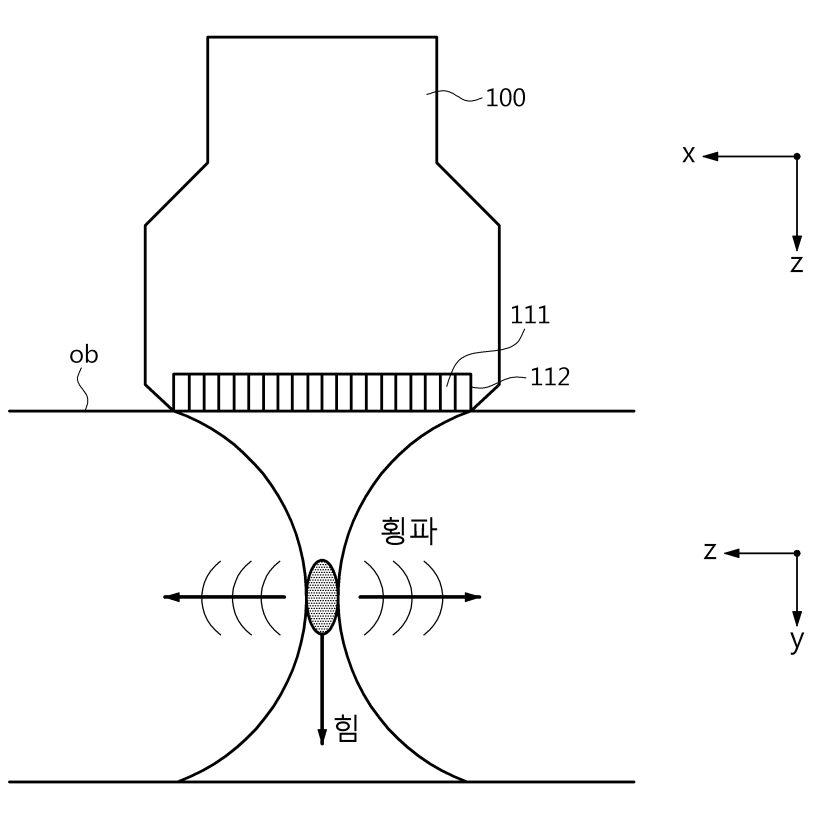
도면3



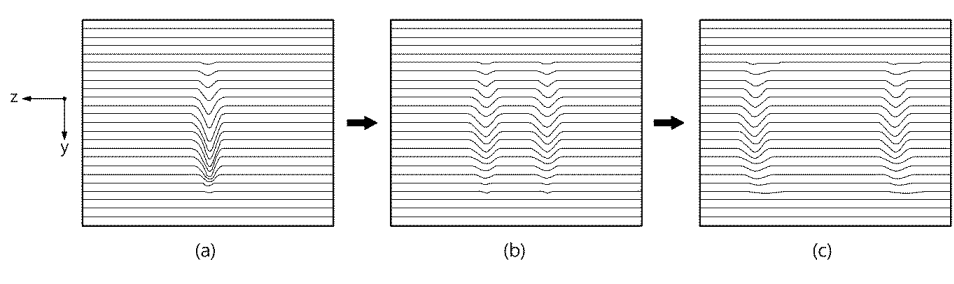
도면4



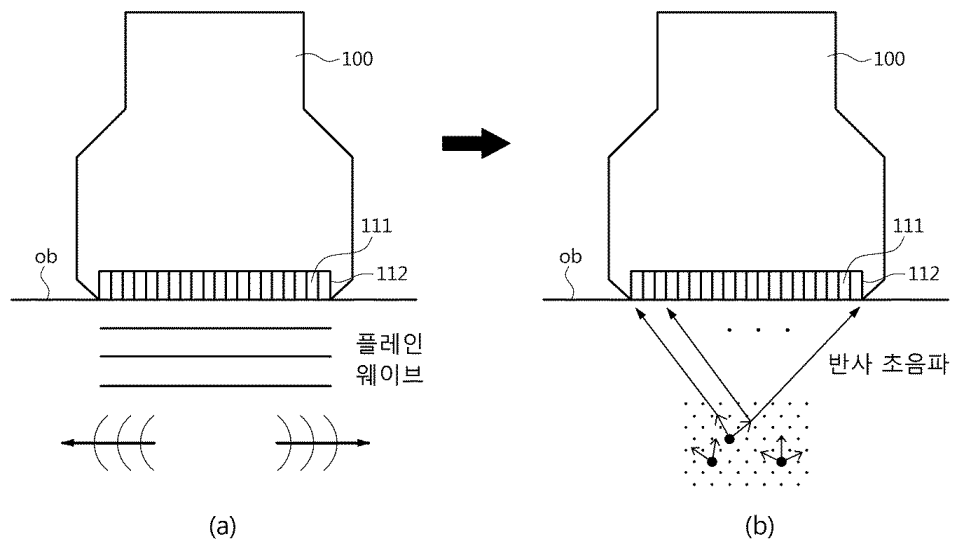
도면5



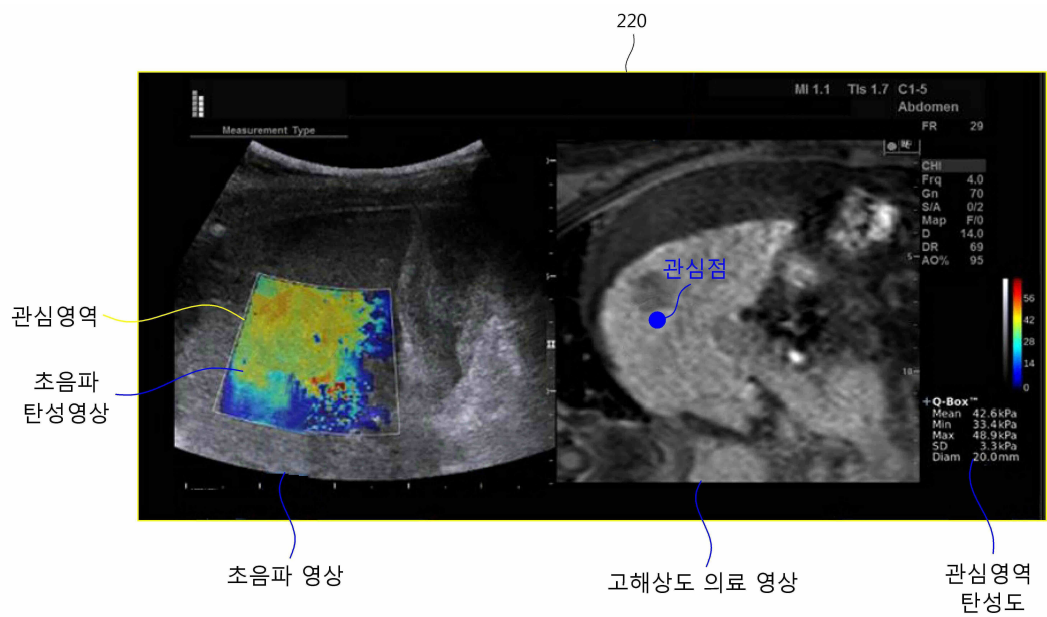
도면6



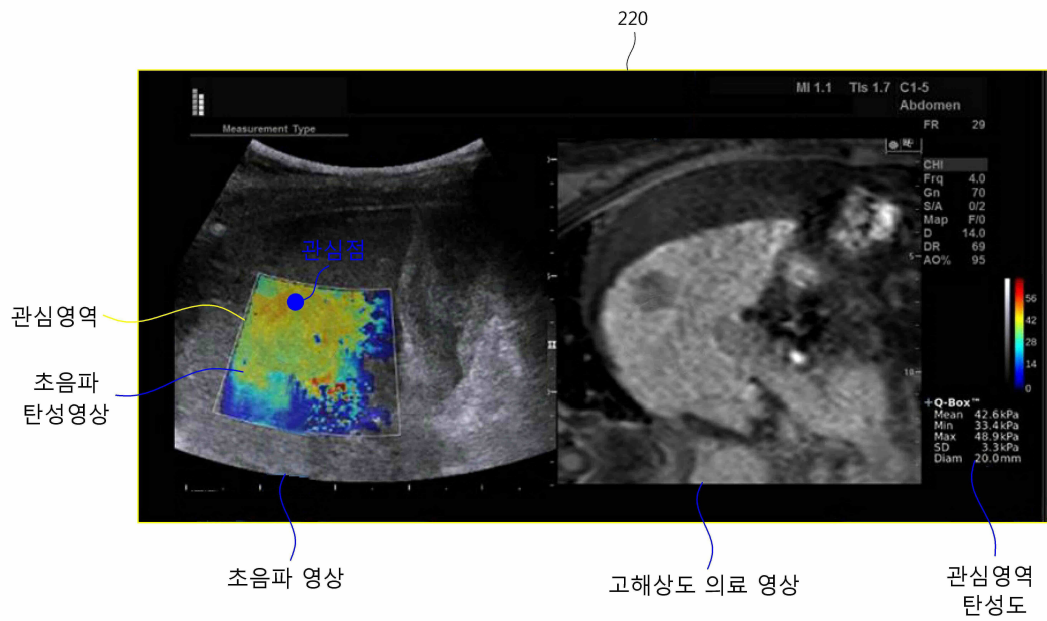
도면7



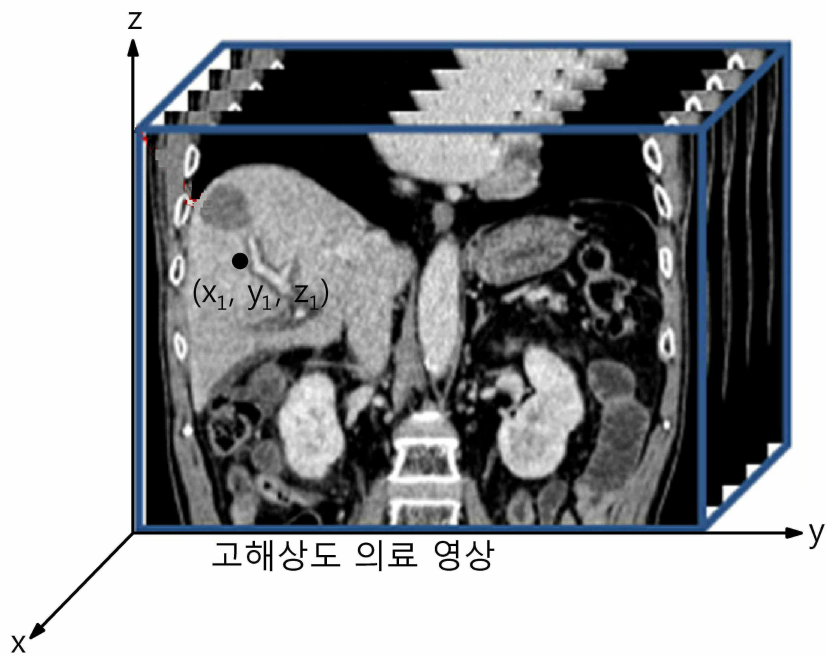
도면8



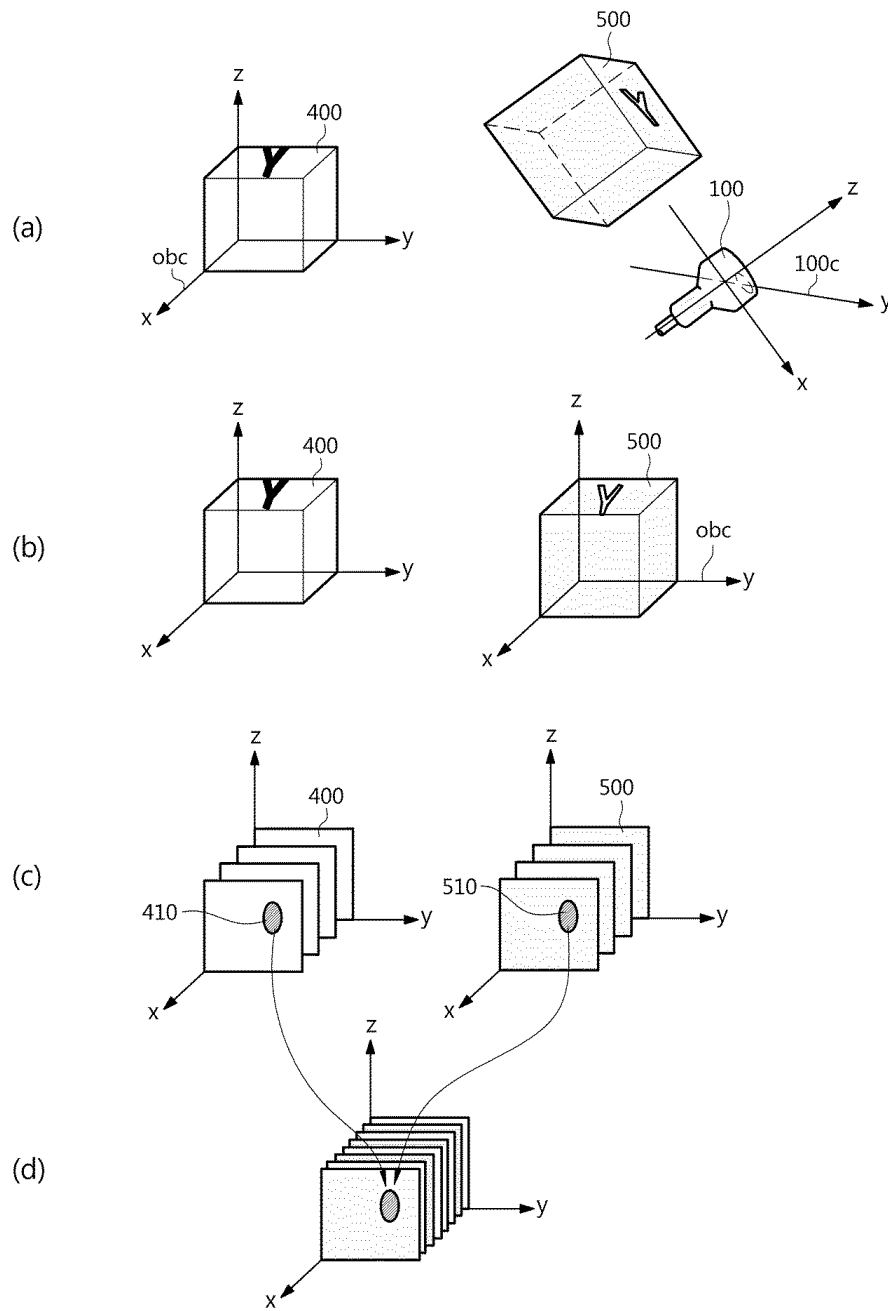
도면9



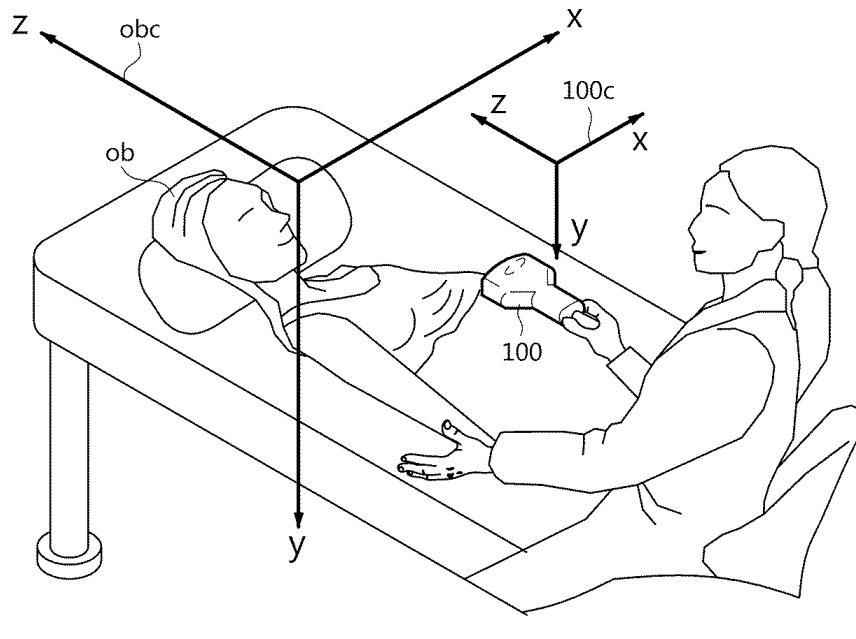
도면10



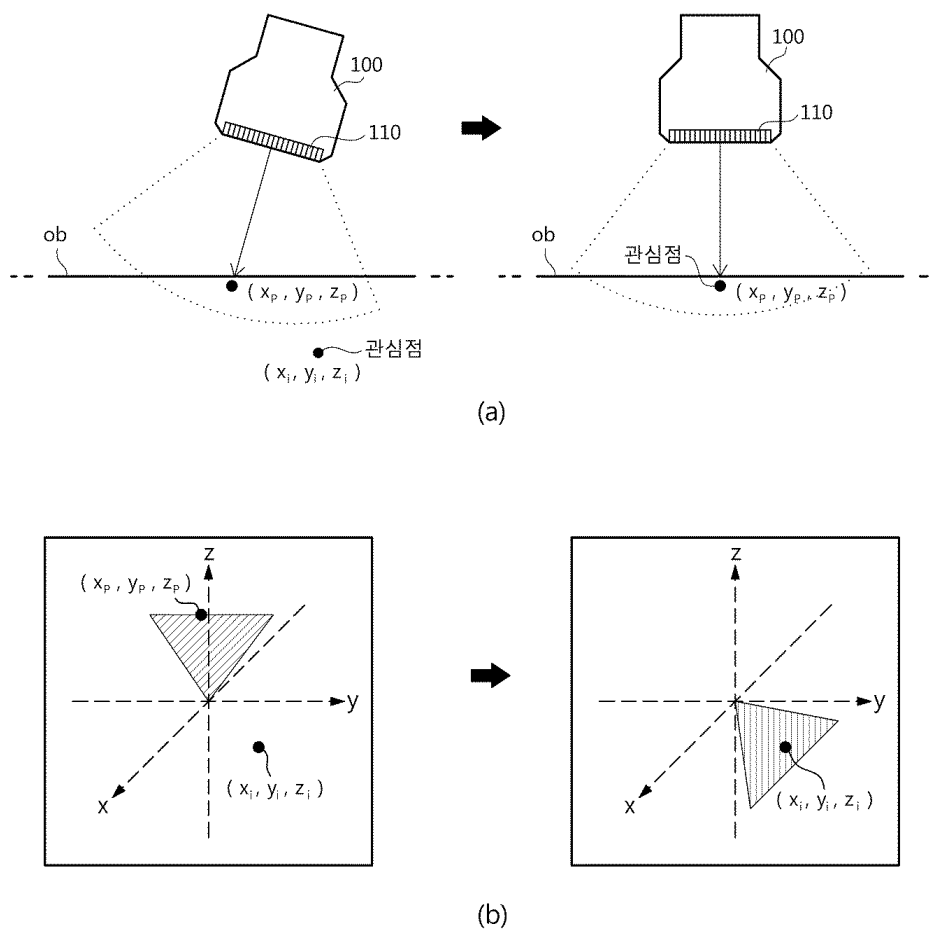
도면11



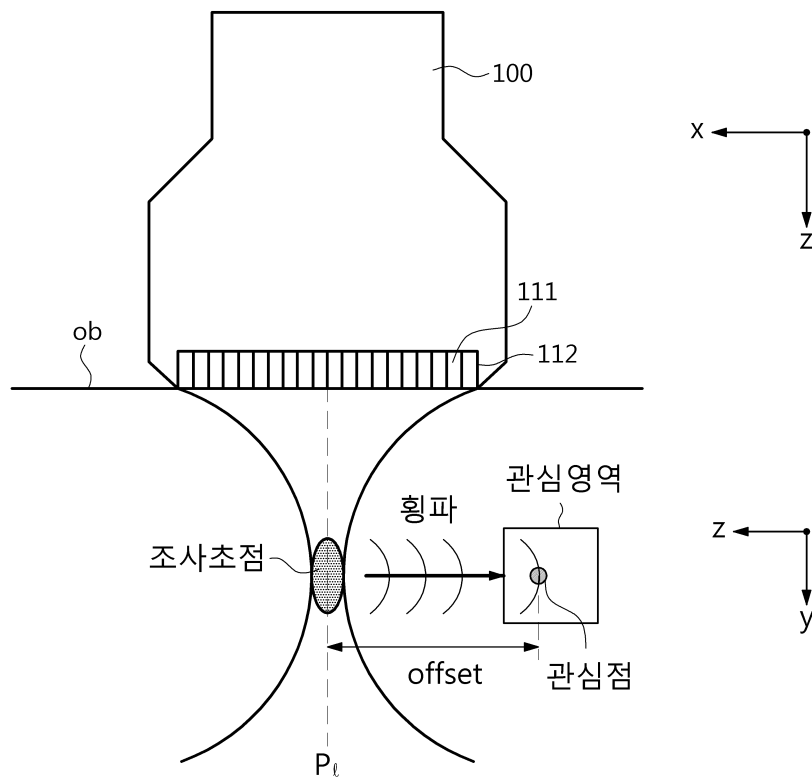
도면12



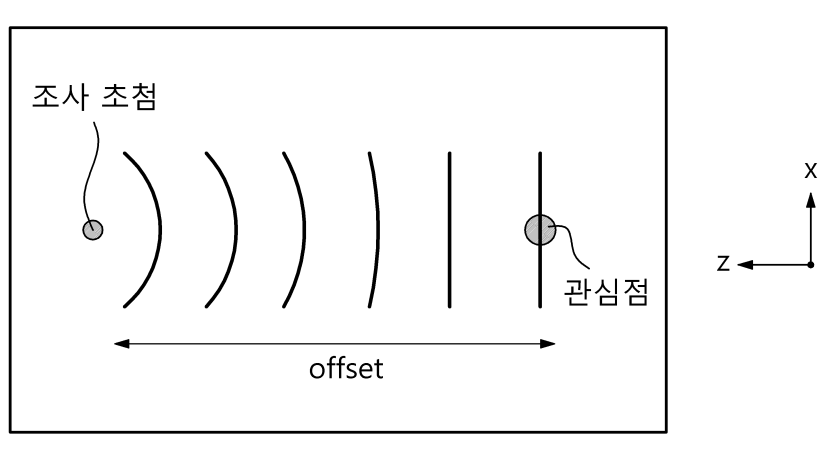
도면13



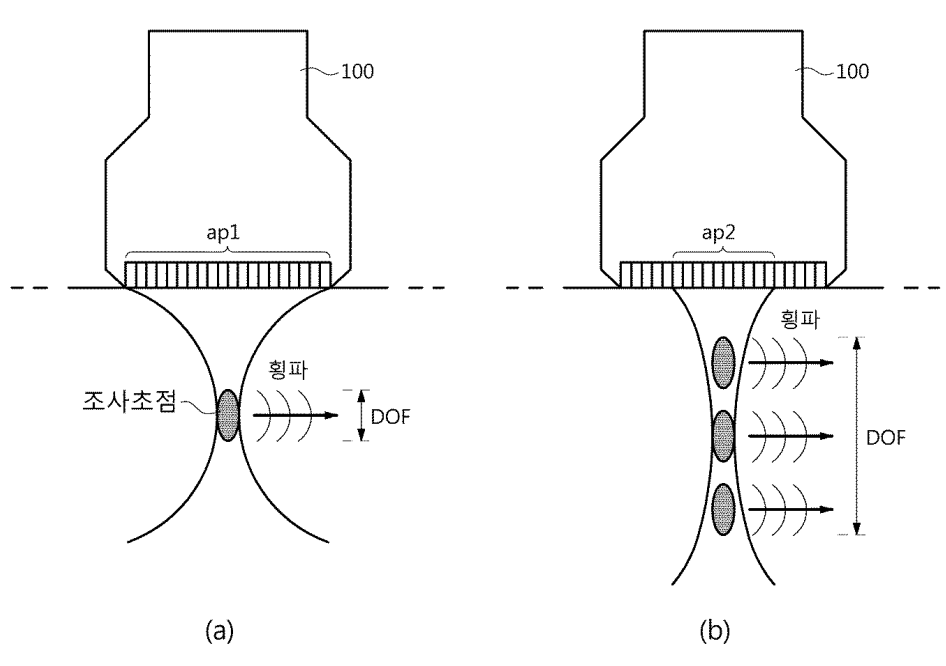
도면14



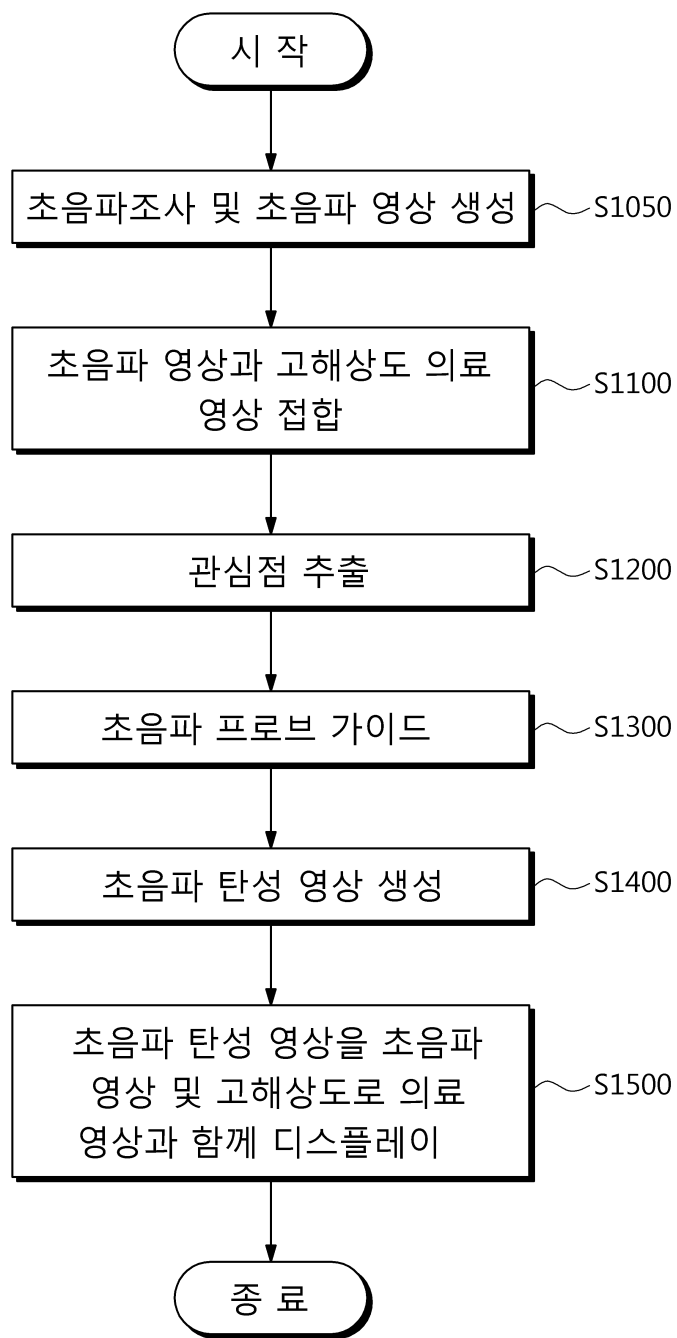
도면15



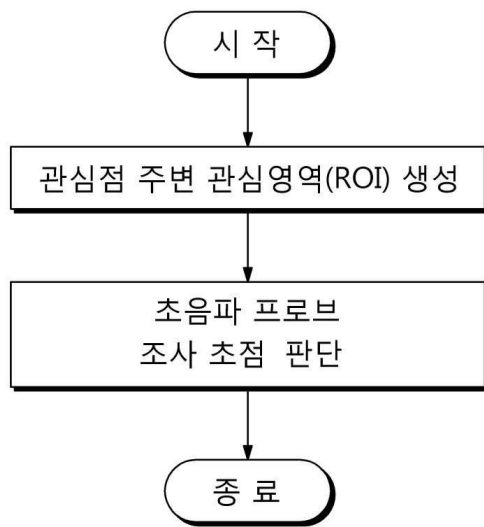
도면16



도면17



도면18



专利名称(译)	标题：超声波成像设备及其控制方法		
公开(公告)号	KR1020160054789A	公开(公告)日	2016-05-17
申请号	KR1020140154242	申请日	2014-11-07
[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	SHIN DONG KUK 신동국 이형기 임호근 정우경		
发明人	신동국 이형기 임호근 정우경		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/055 A61B6/00		
CPC分类号	A61B8/5261 A61B5/055 A61B6/5247 A61B8/4254 A61B8/4405 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/5246 G01R33/4814 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S15/8915 G01S15/8936 G01S15/899 G01S15/8993		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波图像装置包括：视频生成器，其生成超声波弹性图像，该超声波弹性图像示出关于对象的预定关注点中的固定关注区域的弹性图，对象的超声波图像，超声波弹性图像，以及显示高的显示部分。- 与超声图像匹配的分辨率医学图像。

