



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0044512

(43) 공개일자 2015년04월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/14 (2006.01) A61N 7/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2013-0123558

(22) 출원일자 2013년10월16일

심사청구일자 없음

(71) 출원인

삼성전자주식회사

경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)

(72) 발명자

박성찬

경기도 수원시 영통구 영통2동 벽적골9단지아파트

강주영

경기 용인시 기흥구 용구대로2469번길 20, 617호
(보정동, 자이아파트)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인세림

전체 청구항 수 : 총 20 항

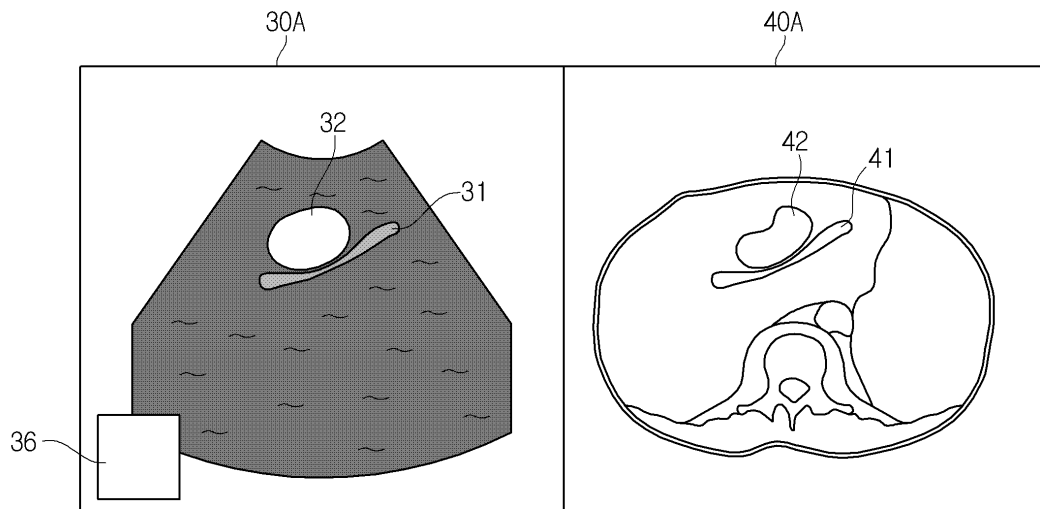
(54) 발명의 명칭 초음파 영상 장치 및 그 제어 방법

(57) 요약

표적 치료가 용이한 초음파 영상 장치 및 제어 방법이 개시된다.

초음파 영상 장치의 일 실시예는 초음파 조영제와 결합된 병변을 포함하는 제1 초음파 영상에서 표적 치료를 수행할 목표 영역을 설정하는 명령을 입력받는 입력부; 및 상기 설정된 목표 영역에 대응하는 목표 부위로 초음파가 조사된 후에 획득된 제2 초음파 영상과 상기 제1 초음파 영상을 비교하여, 상기 초음파 조영제의 치료제가 투여된 영역 및 상기 영역으로 투여된 치료제의 양 중 적어도 하나를 검출하는 영상 처리부를 포함한다.

대표도 - 도8



(72) 발명자

김규홍

서울 강남구 남부순환로363길 30, 103동 1202호 (도곡동, 쌍용예가아파트)

김정호

경기 용인시 수지구 심곡로 16, 503동 903호 (상현동, 금호베스트빌5차아파트)

박수현

경기 화성시 동탄지성로 42, 222동 604호 (반송동, 시범한빛마을동탄아이파크아파트)

명세서

청구범위

청구항 1

초음파 조영제와 결합된 병변을 포함하는 제1 초음파 영상에서 표적 치료를 수행할 목표 영역을 설정하는 명령을 입력받는 입력부; 및

상기 설정된 목표 영역에 대응하는 목표 부위로 초음파가 조사된 후에 획득된 제2 초음파 영상과 상기 제1 초음파 영상을 비교하여, 상기 초음파 조영제의 치료제가 투여된 영역 및 상기 영역으로 투여된 치료제의 양 중 적어도 하나를 검출하는 영상 처리부를 포함하는 초음파 영상 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 영상 처리부는

상기 제1 초음파 영상 및 상기 제2 초음파 영상 각각에 대하여 상기 병변의 위치에 따른 초음파 감쇄를 보정한 다음, 상기 제1 초음파 영상에 비하여 상기 제2 초음파 영상에서 밝기가 감소된 영역을 상기 치료제가 투여된 영역으로 검출하는 검출부를 더 포함하는 초음파 영상 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 검출부는

상기 검출된 영역에 상기 제2 초음파 영상의 다른 영역과 구분하기 위한 영역 구분선을 표시하는 초음파 영상 장치.

청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 검출부는

상기 검출된 영역의 밝기가 감소된 정도에 기초하여 상기 투여된 치료제의 양을 검출하는 초음파 영상 장치.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 투여된 치료제의 양을 디스플레이하는 디스플레이부를 더 포함하는 초음파 영상 장치.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 영상 처리부는

상기 제1 초음파 영상에 대하여 상기 병변의 위치에 따른 초음파 감쇄를 보정한 후, 상기 제1 초음파 영상에서 기준값 이상의 밝기를 가지는 적어도 하나의 픽셀을 포함하는 영역을 상기 병변으로 검출하는 검출부를 더 포함하는 초음파 영상 장치.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 검출부는

상기 검출된 병변의 밝기에 기초하여 상기 검출된 병변과 결합된 초음파 조영제의 양을 검출하는 초음파 영상 장치.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 검출된 병변과 결합된 초음파 조영제의 양을 디스플레이하는 초음파 영상 장치.

청구항 9

초음파 조영제와 결합된 병변을 포함하는 제1 초음파 영상 및 사전에 선택된 타겟 영상을 상기 제1 초음파 영상에 정합시킨 정합 영상을 디스플레이하는 디스플레이부;

상기 제1 초음파 영상에서 표적 치료를 수행할 목표 영역을 설정하는 명령을 입력받는 입력부; 및

상기 설정된 목표 영역에 대응하는 목표 부위로 초음파가 조사된 후에 획득된 제2 초음파 영상과 상기 제1 초음파 영상을 비교하여, 상기 초음파 조영제의 치료제가 투여된 영역 및 상기 영역으로 투여된 치료제의 양 중 적어도 하나를 검출하는 영상 처리부를 포함하는 초음파 영상 장치.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 영상 처리부는

상기 제1 초음파 영상 및 상기 제2 초음파 영상 각각에 대하여 상기 병변의 위치에 따른 초음파 감쇄를 보상한 다음, 상기 제1 초음파 영상에 비하여 상기 제2 초음파 영상에서 밝기가 감소된 영역을 상기 치료제가 투여된 영역으로 검출하는 검출부를 더 포함하는 초음파 영상 장치.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 검출부는

상기 검출된 영역에 상기 제2 초음파 영상의 다른 영역과 구분하기 위한 영역 구분선을 표시하고, 상기 정합 영상에서 상기 검출된 영역과 대응되는 영역에 상기 영역 구분선을 표시하는 초음파 영상 장치.

청구항 12

제 10 항에 있어서,

상기 검출부는

상기 검출된 영역의 밝기가 감소된 정도에 기초하여 상기 투여된 치료제의 양을 검출하는 초음파 영상 장치.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 디스플레이부는

상기 투여된 치료제의 양을 디스플레이하는 초음파 영상 장치.

청구항 14

제 9 항에 있어서,

상기 영상 처리부는

상기 제1 초음파 영상에 대하여 상기 병변의 위치에 따른 초음파 감쇄를 보상한 후, 상기 제1 초음파 영상에서 기준값 이상의 밝기를 가지는 적어도 하나의 픽셀을 포함하는 영역을 상기 병변으로 검출하는 검출부를 더 포함하는 초음파 영상 장치.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 검출부는

상기 검출된 병변을 상기 정합 영상의 대응되는 위치에 중첩시키는 초음파 영상 장치.

청구항 16

제 14 항에 있어서,

상기 검출부는

상기 검출된 병변의 밝기에 기초하여 상기 병변과 결합된 초음파 조영제의 양을 검출하는 초음파 영상 장치.

청구항 17

제 15 항에 있어서,

상기 디스플레이부는

상기 병변과 결합된 초음파 조영제의 양을 디스플레이하는 초음파 영상 장치.

청구항 18

제 9 항에 있어서,

상기 설정된 목표 영역 및 상기 설정된 목표 영역과 대응되는 상기 정합 영상의 영역 중 적어도 하나의 영역에는 나머지 영역들과의 구분을 위한 영역 구분선이 표시되는 초음파 영상 장치.

청구항 19

제 9 항에 있어서,

상기 치료제가 투여된 영역 및 상기 치료제가 투여된 영역과 대응되는 상기 정합 영상의 영역 중 적어도 하나의 영역에는 나머지 영역들과의 구분을 위한 영역 구분선이 표시되는 초음파 영상 장치.

청구항 20

제 9 항에 있어서,

상기 제1 초음파 영상 및 상기 정합 영상은

상기 제1 초음파 영상의 적어도 하나의 속성 및 상기 정합 영상의 적어도 하나의 속성 중에서 선택된 적어도 하나의 속성이 조절된 후에, 서로 중첩된 상태로 디스플레이되는 초음파 영상 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 초음파 영상 장치 및 그 제어 방법이 개시된다. 더욱 상세하게는 표적 치료가 용이한 초음파 영상 장치 및 그 제어 방법이 개시된다.

배경 기술

[0002] 의료 영상 장치로는 엑스선촬영장치, 엑스선투시촬영장치, CT 스캐너(Computerized Tomography Scanner), 자기 공명영상장치(Magnetic Resonance Image; MRI), 양전자방출단층촬영장치(Positron Emission Tomography; PET), 초음파 영상 장치 등을 예로 들 수 있다.

[0003] 초음파 영상 장치는 대상체의 내부로 초음파를 조사하고, 대상체의 내부에서 반사된 초음파 에코에 기초하여 대상체의 내부 조직에 대한 단층 영상이나 혈류에 대한 영상을 비침습적으로 얻을 수 있는 장치이다.

[0004] 초음파 영상 장치는 다른 의료 영상 장치들에 비하여 소형이고 저렴하며, 실시간으로 표시 가능하다는 장점이

있다. 또한 환자가 엑스선 등의 방사선에 노출될 위험이 없어 안정성이 높다는 장점이 있다. 때문에 초음파 영상 장치는 심장, 유방, 복부, 비뇨기 및 산부인과 진단을 위해 널리 사용되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 표적 치료가 용이한 초음파 영상 장치 및 그 제어 방법이 제공된다.

과제의 해결 수단

[0006] 상술한 과제를 해결하기 위하여, 초음파 영상 장치의 일 실시예는 초음파 조영제와 결합된 병변을 포함하는 제1 초음파 영상에서 표적 치료를 수행할 목표 영역을 설정하는 명령을 입력받는 입력부; 및 상기 설정된 목표 영역에 대응하는 목표 부위로 초음파가 조사된 후에 획득된 제2 초음파 영상과 상기 제1 초음파 영상을 비교하여, 상기 초음파 조영제의 치료제가 투여된 영역 및 상기 영역으로 투여된 치료제의 양 중 적어도 하나를 검출하는 영상 처리부를 포함한다.

[0007] 상술한 과제를 해결하기 위하여, 초음파 영상 장치의 다른 실시예는 초음파 조영제와 결합된 병변을 포함하는 제1 초음파 영상 및 사전에 선택된 타겟 영상을 상기 제1 초음파 영상에 정합시킨 정합 영상을 디스플레이하는 디스플레이부; 상기 제1 초음파 영상에서 표적 치료를 수행할 목표 영역을 설정하는 명령을 입력받는 입력부; 및 상기 설정된 목표 영역에 대응하는 목표 부위로 초음파가 조사된 후에 획득된 제2 초음파 영상과 상기 제1 초음파 영상을 비교하여, 상기 초음파 조영제의 치료제가 투여된 영역 및 상기 영역으로 투여된 치료제의 양 중 적어도 하나를 검출하는 영상 처리부를 포함한다.

발명의 효과

[0008] 표적 치료 전에 획득된 초음파 영상과 표적 치료 후에 획득된 초음파 영상을 비교하여, 치료제가 투여된 영역 및 해당 영역으로 투여된 치료제의 양을 검출하여 디스플레이하므로, 조작자가 병변 조직으로 투여된 치료제의 양을 정확하게 파악할 수 있다.

[0009] 병변 조직으로 투여된 치료제의 양을 정확하게 파악할 수 있으므로, 표적 치료의 정확도를 높일 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0010] 도 1은 초음파 조영제를 구성하는 입자의 단면도이다.

도 2는 초음파 조영제를 이용한 표적 치료의 개념을 설명하기 위한 도면이다.

도 3은 초음파 영상 장치의 일 실시예에 대한 사시도이다.

도 4는 초음파 영상 장치의 일 실시예에 대한 구성도이다.

도 5는 초음파 영상 장치의 송신 빔포머에 대한 구성도이다.

도 6은 초음파 영상 장치의 수신 빔포머에 대한 구성도이다.

도 7은 초음파 영상 장치의 영상 처리부의 일 실시예에 대한 구성도이다.

도 8 내지 도 10은 표적 치료 과정에서 영상 처리부에 의한 영상 처리 결과로 출력되는 영상들을 예시한 도면들이다.

도 11은 초음파 영상 장치 제어 방법의 일 실시예에 대한 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0011] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다.

- [0012] 이하, 첨부된 도면들을 참조하여 초음파 영상 장치 및 그 제어 방법에 대한 실시예들을 설명한다. 도면에서 동일한 도면 부호는 동일한 구성 요소를 나타낸다.
- [0013] 개시된 초음파 영상 장치는 대상체의 목표 부위로 초음파를 조사하고, 대상체의 목표 부위에서 반사된 초음파 에코를 전기적 신호로 변환한다. 그리고 전기적 신호에 기초하여 목표 부위에 대한 초음파 영상을 얻는다.
- [0014] 초음파 영상 장치를 이용한 초음파 진단에는 초음파 조영제(ultrasound contrast agent)가 사용될 수 있다. 초음파 조영제는 초음파 영상에서 병변 예를 들어, 암조직을 뚜렷하게 표현하기 위하여 사용하는 물질이다. 초음파 조영제는 초음파 진단을 수행하기에 앞서 대상체의 정맥으로 주입될 수 있다.
- [0015] 도 1은 초음파 조영제를 구성하는 입자(particle)의 단면도이다. 일반적으로 초음파 조영제의 입자는 조영제(contrast agents) 및 치료제(therapeutic agents)를 감싸고 있는 인지질막(phospholipid shell)으로 구성된다. 인지질막의 외부에는 펩티드(peptides) 및 항체(antibodies)가 결합된다. 펩티드 및 항체는 암조직과 결합할 수 있다.
- [0016] 초음파 조영제는 입자의 크기에 따라 마이크로파티클 조영제(microparticle contrast agent) 및 나노파티클 조영제(nanoparticle contrast agent)를 포함할 수 있다.
- [0017] 마이크로파티클 조영제로는 마이크로버블(Microbubble)을 예로 들 수 있다. 나노파티클 조영제로는 PFC 나노드롭렛(perfluorocarbon nanodroplet; PFC nanodroplet), PLA 나노버블(PLA nanobubble), 고체 나노파티클(solid nanoparticle), 및 리포솜(Liposome)을 예로 들 수 있다.
- [0018] 마이크로버블은 1-4 μ m의 크기를 갖는다. 일반적으로 마이크로버블은 과불화탄소(perfluorocarbon; PFC)와 같은 가스를 감싸는 인지질막으로 구성된다.
- [0019] PFC 나노드롭렛은 200~400nm의 크기를 가진다. PFC 나노드롭렛의 막으로는 폴리유산(Polylactic acid)이 사용될 수 있다.
- [0020] PLA 나노버블은 40~200nm의 크기를 가지며, 고체 나노파티클은 20~100nm의 크기를 갖는다. 고체 나노파티클은 구멍(cavities)에 갇혀 있는 소량의 가스로 인해 초음파에 의해 검출될 수 있다.
- [0021] 리포솜은 20nm~1 μ m의 크기를 갖는다. 리포솜은 수성핵(aqueous core)을 감싸는 친매성 이중층(amphiphilic bilayer)으로 구성된다.
- [0022] 예시한 바와 같은 초음파 조영제는 초음파 영상의 조영 증가뿐만 아니라 표적 치료에도 사용될 수 있다. 이에 대한 보다 구체적인 설명을 위해 도 2를 참조하기로 한다.
- [0023] 도 2는 초음파 조영제를 이용한 표적 치료의 개념을 설명하기 위한 도면이다.
- [0024] PFC 나노드롭렛, PLA 나노버블, 고체 나노파티클 및 리포솜 등의 나노파티클들은 크기가 작기 때문에 혈관 내피(vascular endothelium) 밖으로 스며나와 혈관 외 공간(extravascular space)으로 들어갈 수 있다. 혈관 외 공간에 있는 나노파티클들은 미크론(micron) 크기의 덩어리(collections)로 병합(coalesce)될 수 있다. 미크론 크기의 파티클들은 암조직과 결합할 수 있다. 미크론 크기의 파티클들은 초음파에 의해 검출될 수 있다. 그 결과 초음파 영상에서는 암조직이 뚜렷하게 나타난다. 조작자는 초음파 영상에서 암조직을 확인한 후, 암조직이 위치한 영역을 표적 치료를 적용할 목표 영역으로 선택할 수 있다. 그 다음 조작자는 선택된 목표 영역에 대응하는 목표 부위로 초음파가 조사되도록 초음파 영상 장치(20)를 조작한다. 목표 부위로 초음파가 조사되면, 조사된 초음파에 의해 목표 부위의 나노파티클들이 파괴되고, 나노파티클 막에 감싸여 있던 치료제가 암조직으로 전달된다.
- [0025] 한편 도 2에 도시되지는 않았으나 마이크로버블은 나노파티클들에 비하여 크기가 크기 때문에 혈관 내피 밖으로 스며나오지 못하고, 혈관 내 공간(intravascular space)에 갇혀있게 된다. 즉, 마이크로버블은 암조직 주변의 혈관 내 공간에 갇혀있게 된다. 이러한 마이크로버블은 초음파에 의해 검출될 수 있다. 초음파 영상에서 마이크로버블이 확인되면, 조작자는 마이크로버블이 확인된 영역을 목표 영역으로 선택할 수 있다. 이 후 조작자는 초음파 영상 장치(20)를 조작하여, 선택된 목표 영역에 대응하는 목표 부위로 초음파가 조사되도록 한다. 목표 부위로 초음파가 조사되면, 조사된 초음파에 의해 목표 부위의 마이크로버블이 파괴되고, 마이크로버블 막 내부에 있던 치료제가 혈관 내피 밖으로 스며나와 암조직으로 전달된다.
- [0026] 이상으로 초음파 조영제의 구조 및 초음파 조영제를 이용한 표적 치료의 개념에 대해서 설명하였다. 다음으로

표적 치료에 사용될 수 있는 초음파 영상 장치(20)에 대해서 설명하기로 한다.

- [0027] 도 3은 초음파 영상 장치(20)의 일 실시예에 대한 사시도이다.
- [0028] 도 3에 도시된 바와 같이 초음파 영상 장치(20)는 본체(200), 입력부(210), 디스플레이부(220) 및 프로브(230)를 포함할 수 있다.
- [0029] 본체(200)에는 초음파 영상 장치(20)의 주요 구성요소들이 수납된다. 예를 들면, 도 4에 도시된 제어부(240), 송신 빔포머(250), 수신 빔포머(260), 영상 처리부(270) 및 저장부(280) 등이 수납될 수 있다. 이들 구성요소들에 대한 구체적인 설명은 도 4를 참조하여 후술하기로 한다.
- [0030] 입력부(210)는 조작자가 초음파 영상 장치(20)를 조작하기 위한 지시 또는 명령을 입력할 수 있는 부분이다. 예를 들면, 조작자는 입력부(210)를 통해 진단 시작, 진단 부위 선택, 진단 종류 선택, 디스플레이부(220)를 통해 디스플레이할 영상 종류 선택, 표적 치료를 수행할 목표 부위 선택, 선택된 목표 부위로의 초음파 조사, 초음파 영상에 대한 모드 선택 등을 수행하기 위한 명령을 입력할 수 있다.
- [0031] 진단 종류로는 일반 진단과 표적 치료를 위한 진단을 예로 들 수 있다. 일반 진단은 초음파 조영제를 사용하지 않는 초음파 진단을 의미할 수 있다. 이에 비하여, 표적 치료를 위한 진단은 표적 치료를 위해 초음파 조영제를 사용하는 초음파 진단을 의미할 수 있다.
- [0032] 디스플레이부(220)를 통해 디스플레이할 영상의 종류로는 초음파 영상 장치(20)를 통해 획득된 초음파 영상 및 초음파 영상 장치(20)와는 다른 양상(modality)의 의료 영상 장치를 통해 획득된 의료 영상을 예로 들 수 있다. 초음파 영상 장치(20)와 다른 양상의 의료 영상 장치로는 엑스선투시촬영장치, CT 스캐너, MRI 및 PET 등을 예로 들 수 있다. 이하의 설명에서는 이들 의료 영상 장치를 통해 획득된 영상을 '비초음파 영상(non-ultrasound image)'이라 칭하기로 한다.
- [0033] 초음파 영상에 대한 모드로는 A-모드(Amplitude mode), B-모드(Brightness mode), M-모드(Motion mode) 등을 예로 들 수 있다.
- [0034] 입력부(210)는 조작자가 초음파 영상 장치(20)를 동작시키기 위한 지시나 명령을 입력할 수 있는 부분이다. 입력부(210) 예를 들어, 터치 패드, 키보드, 풋 스위치(foot switch) 및 풋 페달(foot pedal) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0035] 일 예로, 키보드는 하드웨어적으로 구현되어, 본체(200)의 상부에 위치할 수 있다. 키보드는 스위치, 키, 휠, 조이스틱, 트랙볼 및 낚(knop) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 풋 스위치나 풋 페달은 본체(200)의 하부에 마련될 수 있으며, 조작자는 풋 페달을 이용하여 초음파 영상 장치(20)의 일부 기능을 제어할 수 있다.
- [0036] 다른 예로, 키보드는 그래픽 유저 인터페이스와 같이 소프트웨어적으로 구현될 수도 있다. 소프트웨어적으로 구현된 키보드는 디스플레이부(220)를 통해 디스플레이될 수 있다.
- [0037] 디스플레이부(220)는 초음파 영상 및 비초음파 영상 중 적어도 하나를 디스플레이할 수 있다. 조작자는 입력부(210)를 이용하여 디스플레이부(220)를 통해 디스플레이할 영상의 종류를 설정할 수 있다. 예를 들면, 조작자는 초음파 영상만이 디스플레이부(220)를 통해 디스플레이되도록 설정할 수 있다. 또는 초음파 영상 및 그에 대응하는 비초음파 영상이 디스플레이부(220)를 통해 동시에 디스플레이되도록 설정할 수 있다.
- [0038] 초음파 영상과 비초음파 영상이 모두 디스플레이되도록 설정된 경우, 조작자는 초음파 영상을 메인 영상으로 설정하고, 비초음파 영상을 서브 영상으로 설정할 수 있다. 메인 영상과 서브 영상은 다양한 방식으로 디스플레이될 수 있다. 일 예로, 메인 영상과 서브 영상은 디스플레이부(220)의 디스플레이 영역에 좌우로 나란히 디스플레이될 수 있다. 다른 예로, 메인 영상은 디스플레이 영역 전체에 디스플레이되고, 서브 영상은 메인 영상의 일부 영역에 중첩하도록 디스플레이될 수 있다. 또 다른 예로, 메인 영상은 디스플레이 영역 전체에 디스플레이되고, 서브 영상에 대한 아이콘이 디스플레이 영역의 하단에 디스플레이될 수 있다. 이 경우, 디스플레이 영역의 하단에 위치한 아이콘이 선택되면, 서브 영상이 디스플레이 영역 전체에 디스플레이되고, 메인 영상에 대한 아이콘이 디스플레이 영역의 하단에 디스플레이될 수 있다.
- [0039] 조작자는 초음파 진단 전이나 진단 중에 입력부(210)를 조작하여, 메인 영상 및 서브 영상에 대한 설정, 메인 영상 및 서브 영상의 디스플레이 방식에 대한 설정을 변경할 수 있다.
- [0040] 한편, 디스플레이부(220)는 복수개가 구비될 수도 있다. 적어도 하나의 디스플레이부(220)는 디스플레이 기능을 가질 수도 있고, 디스플레이 및 입력 기능을 모두 가질 수도 있다. 예를 들어, 디스플레이부(220)가 터치

스크린으로 구현되는 경우, 디스플레이부(220)는 디스플레이 기능 및 입력 기능을 모두 갖는다.

[0041] 프로브(230)는 대상체(10)의 체표에 접촉하는 부분이다. 프로브(230)의 말단에는 적어도 하나의 초음파 소자(T)가 마련된다. 적어도 하나의 초음파 소자(T)는 대상체(10)의 내부로 초음파를 조사하고, 대상체(10)의 내부에서 반사된 초음파 에코를 수신하여 전기적 신호로 변환한다. 일 예로, 초음파 소자(T)는 초음파를 발생시키는 초음파 발생 소자 및 초음파 에코를 수신하여 전기적 신호로 변환하는 초음파 수신 소자를 포함할 수 있다. 다른 예로, 하나의 초음파 소자(T)에서 초음파 발생 및 초음파 에코 수신이 모두 이루어질 수도 있다.

[0042] 초음파 소자(T)는 초음파 트랜스듀서(ultrasound transducer)일 수도 있다. 트랜스듀서란 소정 형태의 에너지를 다른 형태의 에너지로 변환시키는 장치를 말한다. 예를 들어 초음파 트랜스듀서는 전기 에너지를 파동 에너지로 변환시키고, 파동 에너지를 전기 에너지로 변환시킬 수 있다. 다시 말해, 초음파 트랜스듀서는 초음파 발생 소자의 기능 및 초음파 수신 소자의 기능을 모두 수행할 수 있다.

[0043] 좀 더 구체적으로 초음파 트랜스듀서는 압전 물질이나 압전 박막을 포함할 수 있다. 만약 배터리 등의 내부 충전 장치나 외부의 전원 공급 장치로부터 교류 전류가 압전 물질이나 압전 박막에 인가되면, 압전 물질이나 압전 박막은 소정의 주파수로 진동하게 되고, 진동 주파수에 따라 소정 주파수의 초음파가 생성된다. 이와 반대로 소정 주파수의 초음파 에코가 압전 물질이나 압전 박막에 도달하면, 압전 물질이나 압전 박막은 도달한 초음파 에코의 주파수에 따라 진동하게 된다. 이 때, 압전 물질이나 압전 박막은 진동 주파수에 대응하는 주파수의 교류 전류를 출력한다.

[0044] 초음파 트랜스듀서로는 자성체의 자왜효과를 이용하는 자왜 초음파 트랜스듀서(Magnetostrictive Ultrasonic Transducer)나, 압전 물질의 압전 효과를 이용한 압전 초음파 트랜스듀서(Piezoelectric Ultrasonic Transducer), 미세 가공된 수백 또는 수천 개의 박막의 진동을 이용하여 초음파를 송수신하는 정전용량형 미세 가공 초음파 트랜스듀서(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer; cMUT) 등 다양한 종류의 초음파 트랜스듀서가 사용될 수 있다. 이외에도 전기적 신호에 따라 초음파를 생성하거나, 초음파에 따라 전기적 신호를 생성할 수 있는 다른 종류의 트랜스듀서들도 초음파 트랜스듀서로 사용될 수 있다.

[0045] 적어도 하나의 초음파 트랜스듀서는 프로브(230)의 말단에 직선으로 배열되거나(Linear array), 곡선으로 배열될 수 있다(Convex array). 이 때, 적어도 하나의 초음파 트랜스듀서는 일렬로 배열되거나, 매트릭스 형태로 배열될 수 있다. 적어도 하나의 초음파 트랜스듀서가 일렬로 배열된 경우에는 프로브(230)를 주사 방향(scanning direction)으로 이동시켜 복수의 초음파 영상을 획득할 수 있다. 적어도 하나의 초음파 트랜스듀서가 매트릭스 형태로 배열된 경우에는 한번의 초음파 송신으로 복수의 초음파 영상을 획득할 수 있다.

[0046] 도면에 도시되지는 않았지만, 초음파 트랜스듀서의 상부에는 초음파 트랜스듀서를 덮는 덮개가 마련될 수 있다.

[0047] 도 4는 초음파 영상 장치(20)의 일 실시예에 대한 구성도이다.

[0048] 도 4에 도시된 바와 같이, 초음파 영상 장치(20)는 입력부(210), 디스플레이부(220), 제어부(240), 송신 빔포머, 프로브(230), 수신 빔포머(260), 영상 처리부(270) 및 저장부(280)를 포함할 수 있다. 이들 구성요소들 중에서 제어부(240), 송신 빔포머(250), 수신 빔포머(260), 영상 처리부(270) 및 저장부(280)는 초음파 영상 장치(20)의 본체(200)에 수납될 수 있다.

[0049] 입력부(210) 및 프로브(230)에 대한 설명을 도 3을 참조하여 설명하였으므로, 중복되는 설명을 생략하기로 한다.

[0050] 제어부(240)는 초음파 영상 장치(20)의 전반적인 동작을 제어할 수 있다. 구체적으로, 제어부(240)는 입력부(210)를 통해 입력된 지시나 명령에 대응하여 송신 빔포머(250), 수신 빔포머(260), 영상 처리부(270), 저장부(280) 및 디스플레이부(220)를 제어하기 위한 제어 신호를 생성할 수 있다. 경우에 따라 제어부(240)는 유선 통신 또는 무선 통신을 통해 외부 장치로부터 수신한 지시나 명령에 대응하여 각 구성요소를 제어하기 위한 제어 신호를 생성할 수도 있다.

[0051] 송신 빔포머(250)는 송신 빔포밍(transmit beamforming)을 수행할 수 있다. 송신 빔포밍이란 적어도 하나의 초음파 소자(T)에서 발생된 초음파를 초점(focal point)에 집중시키는 것을 말한다. 즉, 적어도 하나의 초음파 소자(T)에서 발생된 초음파가 초점에 도달하는 시간 차이를 극복하기 위하여 적절한 순서를 정해서 초음파 소자(T)에서 초음파를 발생시키는 것을 말한다. 송신 빔포밍에 대한 보다 구체적인 설명을 위해 도 5를 참조하기로 한다.

- [0052] 도 5는 송신 빔포머(250)를 도시한 구성도이다. 도 5에 도시된 바와 같이, 송신 빔포머(250)는 송신 신호 생성부(251) 및 시간 지연부(252)를 포함할 수 있다.
- [0053] 송신 신호 생성부(251)는 제어부(240)의 제어 신호에 따라 적어도 하나의 초음파 소자(T)에 인가할 송신 신호(고주파 교류전류)를 발생시킬 수 있다. 송신 신호 생성부(251)에서 발생된 송신 신호는 시간 지연부(252)로 제공된다.
- [0054] 시간 지연부(252)는 송신 신호 생성부(251)에서 발생된 송신 신호마다 시간 지연을 가하여, 각 송신 신호가 각 초음파 소자(T)에 도달하는 시간을 조절할 수 있다. 시간 지연부(252)에 의해 시간 지연된 송신 신호가 초음파 소자(T)로 인가되면, 초음파 소자(T)는 송신 신호의 주파수에 대응하는 초음파를 발생시킨다. 각 초음파 소자(T)에서 발생된 초음파는 초점(focal point)에서 집속(focusing)된다. 초음파 소자(T)에서 발생된 초음파가 집속되는 초점의 위치는 송신 신호에 어떤 형태의 지연 패턴이 적용되었는지에 따라 달라질 수 있다.
- [0055] 좀 더 구체적으로, 도 5에는 5개의 초음파 소자($t_1 \sim t_5$)가 예시되어 있다. 또한 송신 신호들에 적용될 수 있는 3가지의 지연 패턴이 굵은 실선, 중간 굵기의 실선, 가는 실선으로 예시되어 있다.
- [0056] 만약, 송신 신호 생성부(251)에서 발생된 송신 신호들에 대해 굵은 실선과 같은 형태의 지연 패턴을 적용하는 경우, 각 초음파 소자($t_1 \sim t_5$)에서 발생된 초음파는 제1 초점(F_1)에서 집속된다.
- [0057] 만약, 송신 신호 생성부(251)에서 발생된 각 송신 신호에 대해 중간 굵기의 실선과 같은 형태의 지연 패턴을 적용하는 경우, 각 초음파 소자($t_1 \sim t_5$)에서 발생된 초음파는 제1 초점(F_1)보다 먼 제2 초점(F_2)에서 집속된다.
- [0058] 만약, 송신 신호 생성부(251)에서 발생된 각 송신 신호에 대해 가는 실선과 같은 형태의 지연 패턴을 적용하는 경우, 각 초음파 소자($t_1 \sim t_5$)에서 발생된 초음파는 제2 초점(F_2)보다 먼 제3 초점(F_3)에서 집속된다.
- [0059] 상술한 바와 같이, 송신 신호 생성부(251)에서 발생된 송신 신호에 적용되는 지연 패턴에 따라 초점의 위치가 달라진다. 따라서 하나의 지연 패턴만을 적용하는 경우, 대상체(10)로 조사되는 초음파는 고정된 초점에서 집속된다(fixed-focusing). 만약 서로 다른 지연 패턴을 적용하는 경우, 대상체(10)로 조사되는 초음파는 여러 개의 초점에서 집속된다(multi-focusing).
- [0060] 이처럼 각 초음파 소자(T)에서 발생된 초음파는 한 지점에만 고정 집속되거나 여러 지점에 다중 집속된다. 집속된 초음파는 대상체(10) 내부로 조사된다. 대상체(10) 내부로 조사된 초음파는 대상체(10) 내의 목표 부위에서 반사된다. 목표 부위에서 반사된 초음파 에코는 초음파 소자(T)로 수신된다. 그러면 초음파 소자(T)는 수신된 초음파 에코를 전기 신호로 변환한다. 이하, 변환된 전기 신호를 수신 신호(초음파 에코 신호)라 한다. 초음파 소자(T)에서 출력된 수신 신호는 증폭 및 필터링된 후, 디지털 신호로 변환되어 수신 빔포머(260)로 제공된다.
- [0061] 수신 빔포머(260)는 디지털 신호로 변환된 수신 신호에 대해 수신 빔포밍(receive beamforming)을 수행할 수 있다. 수신 빔포밍이란 각 초음파 소자(T)에서 출력되는 수신 신호들 간에 존재하는 시차를 보정하여, 집속시키는 것을 말한다. 수신 빔포밍에 대한 보다 구체적인 설명을 위해 도 6을 참조하기로 한다.
- [0062] 도 6은 수신 빔포머(260)를 도시한 구성도이다. 도 6에 도시된 바와 같이, 수신 빔포머(260)는 시차 보정부(262) 및 집속부(261)를 포함할 수 있다.
- [0063] 시차 보정부(262)는 각 초음파 소자(T)에서 출력된 수신 신호들을 일정 시간 동안 지연시켜 수신 신호들이 동일한 시간에 집속부(261)로 전달될 수 있도록 한다.
- [0064] 집속부(261)는 시차 보정부(262)에 의해 시차가 보정된 수신 신호들을 하나로 집속할 수 있다. 집속부(261)는 입력되는 수신 신호마다 소정의 가중치 예를 들어, 빔포밍 계수를 부가하여 소정 수신 신호를 다른 수신 신호에 비하여 강조 또는 감쇄시켜 집속할 수 있다. 집속된 수신 신호는 영상 처리부(270)로 제공할 수 있다.
- [0065] 영상 처리부(270)는 초음파 영상을 실시간으로 생성할 수 있으며, 영상 정합을 수행할 수 있다. 또한 영상 처리부(270)는 표적 치료에 필요한 유저 인터페이스(User Interface, 이하 'UI'라 한다)를 생성할 수 있다. 영상 처리부(270)에 대한 보다 구체적인 설명을 위해 도 7 내지 도 10을 참조하기로 한다.
- [0066] 도 7은 영상 처리부(270)에 대한 구성도이다. 도 8 내지 도 10은 표적 치료 과정에서 영상 처리부(270)에 의한 영상 처리 결과로 출력되는 영상들을 예시한 도면들이다.
- [0067] 도 7에 도시된 바와 같이, 영상 처리부(270)는 영상 생성부(271), 영상 정합부(272), 검출부(273) 및 속성 조절

부(274)를 포함할 수 있다.

- [0068] 영상 생성부(271)는 디지털 신호로 변환된 수신 신호에 기초하여 초음파 영상과 영상을 생성할 수 있다. 영상 생성부(271)에서 생성되는 초음파 영상은 2차원 초음파 영상이거나 3차원 초음파 영상일 수 있다. 2차원 초음파 영상은 대상체(10)의 내부 조직에 대한 단면 영상을 의미한다. 3차원 초음파 영상은 복수의 단면 영상에 기초하여 생성된 볼륨 데이터를 임의의 시점에서 볼륨 렌더링하여 얻은 영상을 의미한다. 2차원 초음파 영상 및 3차원 초음파 영상은 흑백 또는 컬러로 표현될 수 있다. 영상 생성부(271)에서 생성되는 초음파 영상의 종류는 초음파 진단 전이나 초음파 진단 중에 입력된 지시나 명령에 따라 달라질 수 있다.
- [0069] 영상 정합부(272)는 영상 정합(image registration)을 수행할 수 있다. 하나의 대상체(10)를 다른 장치, 다른 시간, 또는 다른 관점에서 촬영할 경우, 영상은 서로 다른 좌표계에서 얻어지게 된다. 영상 정합은 서로 다른 영상을 변형하여 하나의 좌표계에 나타내는 처리 기법을 말한다. 영상 정합을 수행하면, 서로 다른 방식으로 획득된 영상들이 어떻게 대응되는지를 알 수 있다.
- [0070] 영상 정합 기법으로는 단일 방식 정합, 여러 방식 정합을 예로 들 수 있다. 단일 방식 정합은 한가지 장치에서 얻어진 영상들을 정합하는 것을 말한다. 여러 방식 정합은 서로 다른 장치에서 얻어진 영상들을 정합하는 것을 말한다.
- [0071] 영상 정합부(272)가 초음파 영상 장치(20)에서 획득된 초음파 영상 및 사전에 획득된 초음파 영상을 대상으로 영상 정합을 수행하는 경우, 단일 방식 정합인 것으로 볼 수 있다. 영상 정합부(272)가 초음파 영상 장치(20)에서 획득된 초음파 영상 및 사전에 획득된 비초음파 영상에 대해 영상 정합을 수행하는 경우, 여러 방식 정합인 것으로 볼 수 있다.
- [0072] 이하의 설명에서는 영상 정합의 대상이 되는 두 영상 중에서 기준이 되는 영상을 '소스 영상'이라 칭하기로 한다. 그리고 소스 영상과의 정합을 위해 재배열되는(resampled) 영상을 '타겟 영상'이라 칭하기로 한다. 그리고 소스 영상에 정합된 타겟 영상을 '정합 영상'이라 칭하기로 한다.
- [0073] 개시된 발명에서 소스 영상은 초음파 영상 장치(20)를 통해 실시간으로 획득되는 초음파 영상인 것으로 이해될 수 있다. 좀 더 구체적으로, 소스 영상은 초음파 영상 장치(20)를 통해 실시간으로 획득되는 초음파 영상 중에서 표적 치료 전에 획득된 초음파 영상인 것으로 이해될 수 있다.
- [0074] 타겟 영상은 사전에 획득된 초음파 영상이거나 사전에 획득된 비초음파 영상인 것으로 이해될 수 있다. 조작자는 초음파 진단 전에 입력부(210)를 조작하여 타겟 영상을 선택할 수 있다. 또한 조작자는 초음파 진단 중에 입력부(210)를 조작하여 타겟 영상의 종류를 변경할 수도 있다.
- [0075] 상술한 바와 같은 초음파 영상(30A) 및 정합 영상(40A)는 예를 들어, 나란히 디스플레이될 수 있다. 다른 예로, 초음파 영상(30A) 및 정합 영상(40A)은 초음파 영상(30A)의 적어도 하나의 속성 및 정합 영상(40A)의 적어도 하나의 속성 중에서 선택된 적어도 하나의 속성이 조절된 후, 서로 중첩된 상태로 디스플레이될 수도 있다. 영상의 속성으로는 투명도 및 색상을 예로 들 수 있다.
- [0076] 속성 조절부(274)는 조작자가 설정한 내용에 따라 영상의 속성을 조절할 수 있다. 조작자는 입력부(210)를 이용하여, 두 영상을 어떠한 방식으로 디스플레이할 것인지, 두 영상을 중첩하여 표시하려는 경우 어떠한 영상의 속성을 조절할 것인지, 어떠한 속성을 얼마나 조절할 것인지 등을 설정할 수 있다. 이러한 설정은 초음파 진단 시작 전에 수행될 수 있다. 또한 설정된 값은 초음파 진단 중에 조작자에 의해 변경될 수도 있다. 이하의 설명에서는, 초음파 영상(30A)과 정합 영상(40A)이 나란히 디스플레이되는 경우를 예로 들어 설명하기로 한다.
- [0077] 검출부(273)는 표적 치료 전에 획득된 초음파 영상에 대하여 초음파 감쇄를 보상한다. 이 때, 초음파 감쇄는 축 방향(Axial direction) 및 측 방향(Lateral direction) 중 적어도 하나에 대해서 수행될 수 있다.
- [0078] 그 다음, 검출부(173)는 초음파 감쇄가 보상된 초음파 영상에서 병변을 검출하고, 검출된 병변을 정합 영상(40)의 대응되는 위치에 중첩시킨다. 초음파 조영제와 결합된 병변은 초음파 영상에서 밝게 표현되므로, 검출부(273)는 초음파 영상에서 기준값 이상의 밝기를 가지는 픽셀들을 포함하는 영역 또는 기준 범위 이내의 밝기를 가지는 픽셀들을 포함하는 영역을 병변으로 검출할 수 있다. 이 때, 밝기에 대한 기준값이나 기준범위는 사전에 실험적으로 결정되어, 후술될 저장부(280)에 저장될 수 있다.
- [0079] 초음파 영상 및 초음파 영상에서 검출된 병변이 중첩된 정합 영상(40)은 디스플레이부(220)의 디스플레이 영역에 디스플레이될 수 있다. 도 8은 초음파 영상(30A) 및 초음파 영상(30A)에서 검출된 병변(32)이 중첩된 정합

영상(40A)이 디스플레이 영역의 좌우에 나란히 디스플레이된 모습을 도시하고 있다.

- [0080] 또한, 검출부(273)는 병변에 결합된 초음파 조영제의 양을 검출할 수 있다. 구체적으로, 초음파 조영제를 구성하는 입자들의 크기가 균일하고, 각 입자의 막 내부에 존재하는 초음파 조영제의 양과 치료제의 양이 동일하다고 가정하자. 이 경우, 초음파 영상(30A)에서 병변은 병변에 결합된 초음파 조영제의 양이 많을수록 밝게 나타난다. 따라서 초음파 영상(30A)에서 검출된 병변의 밝기를 분석하면, 병변에 결합된 초음파 조영제의 양을 검출할 수 있다.
- [0081] 초음파 조영제의 양에 따른 초음파 영상(30A)에서의 밝기는 사전에 실험적으로 결정될 수 있으며, 이는 룩업 테이블(Look-up table)의 형태로 후술될 저장부(280)에 저장될 수 있다.
- [0082] 한편, 초음파는 축 방향(Axial direction) 및 측 방향(Lateral direction)으로 감쇄된다. 그렇기 때문에 체표로부터 깊은 곳에 위치한 조직일수록, 또는 측 방향으로 멀리 위치한 조직일수록 초음파 영상(30A)에서의 밝기가 어둡게 나타난다. 따라서 룩업 테이블을 사용하기에 앞서, 초음파 감쇄를 보상해 주어야 한다.
- [0083] 초음파 감쇄를 보상하는 방법으로는, TGC(time gain compensation)을 통해서 깊이 별로 조직의 밝기를 증가시키는 방법을 예로 들 수 있다. 다른 예로, 단일 초음파 조영제를 추적 및 검출하여, 소정 위치에서 한 개의 초음파 조영제가 존재할 때의 밝기를 기록한 다음, 기록된 밝기를 기준으로 초음파 조영제의 양을 알아 낼 수도 있다.
- [0084] 검출부(273)는 초음파 영상(30A)에 대하여 초음파 감쇄를 보상한 후, 룩업 테이블을 참조하여 병변과 결합된 초음파 조영제의 양을 검출할 수 있다. 검출된 초음파 조영제의 양은 정보 표시 창(36)을 통해 디스플레이될 수 있다. 정보 표시 창(36)은 초음파 영상(30A) 및 정합 영상(40)과는 별도의 영역에 디스플레이되거나, 초음파 영상 또는 정합 영상(40)에 중첩되어 표시될 수 있다. 도 8은 정보 표시 창(36)이 초음파 영상에 중첩되어 있는 모습을 도시하고 있다.
- [0085] 도 8과 같이 초음파 영상(30A) 및 정합 영상(40A)이 나란히 디스플레이된 상태에서 조작자는 초음파 영상(30A)에서 표적 치료를 수행하고자 하는 목표 영역을 설정할 수 있다. 일 예로, 조작자는 입력부(210)(예를 들어, 마우스)를 이용하여 디스플레이 영역에 표시된 커서를 드래그-드랍하여 목표 영역을 설정할 수 있다. 만약, 디스플레이부(220)가 터치 스크린으로 구현된 경우라면, 조작자는 손가락 또는 스타일러스 펜 등을 이용하여, 디스플레이 영역 상에 원하는 범위를 직접 그려, 목표 영역을 설정할 수 있다.
- [0086] 초음파 영상(30A)에서 설정된 목표 영역(34)에는 영역 구분선이 표시될 수 있다. 영역 구분선은 초음파 영상(30A)에서 목표 영역(34)을 나머지 영역과 구분하기 위한 표시자이다. 예를 들어, 영역 구분선은 점선, 파선, 일점쇄선, 이점 쇄선, 실선 중 하나로 표현될 수 있다. 도 9를 참조하면, 초음파 영상(30A)에서 설정된 목표 영역(34)에 점선 모양의 영역 구분선이 표시되어 있는 것을 알 수 있다.
- [0087] 또한, 초음파 영상(30A)의 목표 영역(34)과 대응되는 정합 영상(40A)의 영역(44)에도 영역 구분선이 표시될 수 있다. 도 9를 참조하면, 초음파 영상(30A)의 목표 영역(34)과 대응되는 정합 영상(40A)의 영역(44)에 점선 모양의 영역 구분선이 표시되어 있는 것을 알 수 있다.
- [0088] 초음파 영상(30A)에서 목표 영역(34)이 설정된 후에는 목표 영역(34)에 대응하는 목표 부위로 초음파를 조사하는 표적 치료가 수행될 수 있다. 일 예로, 표적 치료는 목표 영역(34)의 설정이 완료됨과 동시에 자동적으로 수행되도록 구현될 수 있다. 다른 예로 표적 치료는 목표 영역(34)이 설정된 후 일정 시간 후에 자동적으로 수행되도록 구현될 수 있다. 또 다른 예로, 표적 치료는 목표 영역(34)이 설정된 후 입력부(210)를 통해 별도의 지시나 명령이 입력되는 경우에 수행되도록 구현될 수 있다. 표적 치료를 자동으로 수행할지 수동으로 수행할지, 목표 영역(34) 선택 후 얼마의 시간 후에 표적 치료를 수행할지 등은 조작자에 의해 선택 가능하도록 구현될 수 있다.
- [0089] 목표 부위로 초음파가 조사되면, 병변과 결합되어 있는 초음파 조영제 입자들 중에서 일부 또는 전부가 파괴되고, 파괴된 입자들의 막 내부에 수용되어 있던 치료제가 병변으로 전달된다. 이처럼 목표 부위로 조사된 초음파에 의해 초음파 조영제의 입자들이 파괴되므로, 표적 치료 후에 획득된 초음파 영상은 표적 치료 전에 획득된 초음파 영상과 차이가 있게 된다.
- [0090] 검출부(273)는 표적 치료 전에 획득된 초음파 영상(30A)과 표적 치료 후에 획득된 초음파 영상(30B)을 비교하여, 치료제가 투여된 영역 및 해당 영역으로 투여된 치료제의 양을 검출할 수 있다.
- [0091] 구체적으로, 검출부(273)는 표적 치료 후에 획득된 초음파 영상(30B)에 대해서도 초음파 감쇄 보상을 수행한다.

그 다음, 검출부(273)는 두 영상(30A, 30B)을 비교한 결과, 표적 치료 후에 획득된 초음파 영상(30B)에서 밝기가 감소된 영역이 있다면 해당 영역을 치료제가 투여된 영역(35)으로 검출한다. 또한 검출부(273)는 해당 영역(35)의 밝기가 얼마나 감소하였는지를 확인하고, 확인 결과에 기초하여 해당 영역으로 투여된 치료제의 양을 검출한다.

[0092] 초음파 영상(30B)에서 치료제가 투여된 영역(35)에는 영역 구분선이 표시될 수 있다. 예를 들어, 영역 구분선은 점선, 파선, 일점쇄선, 이점 쇄선, 실선 중 하나로 표현될 수 있다. 일 예로, 치료제가 투여된 영역(35)에 표시되는 영역 구분선은 목표 영역에 표시되는 영역 구분선과 다른 모양을 가질 수 있다. 다른 예로, 치료제가 투여된 영역(35)에 표시되는 영역 구분선은 목표 영역에 표시되는 영역 구분선과 같은 모양을 가지되, 서로 다른 색상을 가질 수 있다.

[0093] 또한 정합 영상(40B)에서 초음파 영상(30B)의 치료제 투여 영역(35)과 대응되는 위치(45)에도 영역 구분선이 표시될 수 있다. 이 때, 초음파 영상(30B) 및 정합 영상(40B)에서, 치료제 투여 영역(35, 45)에 표시되는 영역 구분선은 동일한 종류의 영역 구분선이 표시된다. 도 10을 참조하면, 초음파 영상(30B) 및 정합 영상(40B)에서, 치료제 투여 영역(35, 45)에 점선 형태의 영역 구분선이 표시되어 있는 것을 알 수 있다. 이처럼 치료제가 투여된 영역(35, 45)에 영역 구분선을 표시하면, 조작자가 치료제가 투여된 영역(35)을 한눈에 확인할 수 있다.

[0094] 한편, 투여된 치료제의 양은 정보 표시 창(36)을 통해 디스플레이될 수 있다. 이 때, 투여된 치료제의 양은 표적 치료 전에 획득된 정보 예를 들어, 병변의 위치, 병변과 결합된 초음파 조영제의 양 등의 정보와 함께 정보 표시 창(36)을 통해 디스플레이될 수 있다. 도 10은 표적 치료 후에 획득된 초음파 영상(30B)에 정보 표시 창(36)이 중첩되어 있는 모습을 보여주고 있다.

[0095] 다시 도 4를 참조하면, 저장부(280)는 초음파 영상 장치(20)가 동작하는데 필요한 데이터나 알고리즘을 저장할 수 있다. 예를 들면, 영상 정합의 대상이 되는 타겟 영상, 표적 치료 전의 초음파 영상(30A) 및 정합 영상(40A), 표적 치료 후의 초음파 영상(30B) 및 정합 영상(40B)을 저장할 수 있다. 또한 저장부(280)는 초음파 영상(30A)에서 나타나는 초음파 조영제의 밝기와 실제 초음파 조영제의 양 간의 매핑 관계를 나타내는 룩업 테이블(Look-up table)을 저장할 수 있다.

[0096] 이러한 저장부(280)는 롬(Read Only Memory: ROM), 램(Random Access Memory: RAM), 피롬(Programmable Read Only Memory: PROM), 이피롬(Erasable Programmable Read Only Memory: EPROM), 플래시 메모리, 램(Random Access Memory: RAM), 하드 디스크 드라이브, 광 디스크 드라이브, 또는 이들의 조합으로 구현될 수 있다. 그러나 상술한 예로 한정되는 것은 아니며, 저장부(280)는 당업계에 알려져 있는 임의의 다른 형태로 구현될 수도 있음은 물론이다.

[0097] 도 11은 초음파 영상 장치(20)의 제어 방법을 도시한 흐름도이다.

[0098] 먼저, 대상체에 초음파 조영제를 투입한다(S9).

[0099] 그 다음, 대상체(10)로 관측용 초음파를 조사하고, 대상체(10)에서 반사된 초음파 에코를 수신한다(S10). 초음파 조사 및 초음파 에코 수신은 적어도 하나의 초음파 소자(T) 예를 들어, 초음파 트랜스듀서에 의해 수행될 수 있다. 초음파 소자(T)는 수신된 초음파 에코를 전기 신호로 변환하여 수신 신호를 출력한다. 초음파 소자(T)에서 출력된 수신 신호는 증폭 및 필터링된 후, 디지털 신호로 변환된다. 디지털 신호로 변환된 수신 신호는 수신 빔포머(260)에 의해 수신 집속된다.

[0100] 이 후, 수신 빔포머(260)에 의해 집속된 수신 신호에 기초하여 초음파 영상을 생성한다(S11). 초음파 영상의 생성은 영상 처리부(270)의 영상 생성부(271)에 의해 이루어진다.

[0101] 이 후, 초음파 영상을 소스 영상으로 하여 영상 정합을 수행한다(S12). 소스 영상에 정합시킬 타겟 영상으로는 다른 시간 또는 다른 각도에서 획득된 초음파 영상, 및 비초음파 영상을 예로 들 수 있다. 비초음파 영상으로는 CT 영상, MRI 영상, PET 영상을 예로 들 수 있다. 영상 정합은 영상 처리부(270)의 영상 정합부(272)에 의해 수행될 수 있다.

[0102] 예를 들어, 영상 정합부(272)는 소스 영상 및 타겟 영상에서 각각 적어도 하나의 패턴을 검출하고, 두 영상에서 각각 검출된 패턴들 중에서 유사도가 가장 높은 패턴을 기준으로 타겟 영상을 소스 영상에 정합시킬 수 있다. 도 8을 참조하면, 초음파 영상(30A)의 패턴(31)과 정합 영상(40A)의 패턴(41)이 서로 유사한 것을 알 수 있다. 따라서, 이들 패턴(31, 41)에 기초하여 영상 정합이 수행됨을 알 수 있다.

- [0103] 한편, 소스 영상 및 소스 영상에 정합된 타겟 영상인 정합 영상은 다양한 방식으로 디스플레이될 수 있다. 일 예로, 소스 영상과 정합 영상은 도 8에 도시된 바와 같이, 디스플레이 영역에 나란히 디스플레이될 수 있다. 다른 예로, 소스 영상과 정합 영상은 소스 영상의 적어도 하나의 속성과 정합 영상의 적어도 하나의 속성 중에서 선택된 적어도 하나의 속성이 조절된 후, 서로 중첩된 상태로 디스플레이될 수도 있다. 이 때, 영상의 속성으로는 투명도 및 색상을 예로 들 수 있다.
- [0104] 영상 정합이 완료되면, 초음파 영상(30A)에서 병변(32)을 검출하고, 검출된 병변(32)을 정합 영상(40A)의 병변(42)에 중첩하여 표시한다(S13). 이 단계는 영상 처리부(270)의 검출부(273)에 의해 수행될 수 있다. 초음파 조영제가 결합된 병변은 초음파 영상(30A)에서 밝게 나타난다. 따라서 검출부(273)는 초음파 영상(30A)에서 기준값 이상의 밝기를 가지는 픽셀들 또는 기준 범위에 속하는 밝기를 가지는 픽셀들을 포함하는 영역을 병변으로 검출한다.
- [0105] 이 후, 초음파 영상(30A)에 대하여 초음파 감쇄를 보정한 다음, 병변에 결합된 초음파 조영제의 양을 검출하고, 정보 표시 창(36)을 통해 검출 결과를 디스플레이한다(S14). 이 단계는 영상 처리부(270)의 검출부(273)에 의해 수행될 수 있다.
- [0106] 앞서 설명하였듯이, 초음파는 깊은 부위로 들어갈수록 감쇄되거나, 측 방향으로 멀어질수록 감쇄되므로, 체표로부터 깊은 곳에 위치한 병변일수록, 초음파 영상(30A)에서 어둡게 표현되며, 측 방향으로 멀리 위치한 병변일수록 초음파 영상(30A)에서 어둡게 표현된다. 따라서 검출부(273)는 초음파 영상(30A)에 대하여, 병변의 측 방향의 위치 및 측 방향의 위치에 따른 초음파 감쇄를 보상할 수 있다.
- [0107] 그 다음, 병변의 밝기와 룩업 테이블을 참조하여, 병변과 결합된 초음파 조영제의 양을 검출한다. 병변과 결합된 초음파 조영제의 양이 많을수록 병변은 초음파 영상(30A)에서 밝게 나타난다. 따라서, 검출부(273)는 초음파 영상(30A)에서 검출된 병변의 밝기를 검출한 후, 검출된 밝기에 대응하는 초음파 조영제의 양을 룩업 테이블에서 검색한다. 이와 같은 방법으로 검출된 초음파 조영제의 양은 정보 표시 창(36)을 통해 디스플레이될 수 있다.
- [0108] 이 후, 초음파 영상(30A)에서 목표 영역이 설정되면(S15), 목표 영역에 대응하는 목표 부위로 표적 치료용 초음파를 조사한다(S16). 목표 부위로 조사된 표적 치료용 초음파는 초음파 조영제의 버블 중 일부를 붕괴시킨다. 그 결과 치료제가 조직에 전파된다. 이를 위해 초음파 조영제의 버블이 붕괴될 수 있도록, 특정 공진 주파수에 맞추어 목표 부위로 초음파가 조사되거나, 특정 세기 이상으로 초음파가 조사될 수 있다.
- [0109] 이 단계에서 제어부(240)는 적어도 하나의 초음파 소자(T)에서 발생된 초음파가 목표 부위에 집속될 수 있도록 송신 빔포머(250)를 제어할 수 있다.
- [0110] 예를 들어, 제어부(240)는 초음파 영상(30A)에서 목표 영역(34)이 설정됨과 동시에 목표 영역(34)에 대응하는 목표 부위로 초음파가 집속될 수 있도록 송신 빔포머(250)를 제어할 수 있다.
- [0111] 다른 예로, 제어부(240)는 초음파 영상(30A)에서 목표 영역(34)이 설정되고 소정 시간이 지난 후에 목표 부위로 초음파가 집속될 수 있도록 송신 빔포머(250)를 제어할 수 있다.
- [0112] 또 다른 예로, 제어부(240)는 초음파 영상(30A)에서 목표 영역(34)이 설정되고 입력부(210)를 통해 별도의 지시 또는 명령이 입력되는 경우, 목표 부위로 초음파가 집속될 수 있도록 송신 빔포머(250)를 제어할 수 있다.
- [0113] 앞서 설명한 바와 마찬가지로, 초음파 조사는 적어도 하나의 초음파 소자(T)에 의해 수행될 수 있다. 초음파 소자(T)는 수신된 초음파 에코를 전기 신호로 변환하여 수신 신호를 출력한다. 초음파 소자(T)에서 출력된 수신 신호는 증폭 및 필터링된 후, 디지털 신호로 변환된다. 디지털 신호로 변환된 수신 신호는 수신 빔포머(260)에 의해 수신 집속된다.
- [0114] 이 후, 버블 붕괴를 목적으로 하는 표적 치료용 초음파 신호가 아닌 관측용 초음파 신호를 목표 영역(34)에 대응하는 목표 부위로 조사하고, 목표 부위에서 반사된 초음파 에코를 수신한다(S17).
- [0115] 수신 빔포머(260)에 의해 집속된 수신 신호가 출력되면, 수신 신호에 기초하여 초음파 영상(30B)을 생성한다(S18). 이 단계는 영상 처리부(270)의 영상 생성부(271)에 의해 이루어진다. 영상 생성부(271)에 의해 생성된 초음파 영상은 디스플레이 영역을 통해 디스플레이될 수 있다.
- [0116] 이 후, 표적 치료 전에 획득된 초음파 영상(30A)과 표적 치료 후에 획득된 초음파 영상(30B)을 비교하여, 치료제가 투여된 영역(35)을 검출하고, 검출된 영역(35)을 초음파 영상(30B) 및 정합 영상(40B)에 각각 표시할 수

있다(S19). 이 단계는 영상 처리부(270)의 검출부(273)에 의해 수행될 수 있다. 목표 부위로 초음파가 집중되도록 초음파를 조사하면, 조사된 초음파에 의해 초음파 조영제의 입자들이 파괴되고, 초음파 조영제 입자들이 파괴된 부분은 초음파 영상(30B)에서 어둡게 나타난다. 따라서 검출부(273)는 표적 치료 후에 획득된 초음파 영상(30B)에서 밝기가 감소된 영역이 있다면, 해당 영역을 치료제가 투여된 영역(35)으로 검출할 수 있다.

[0117] 이 후, 검출부(273)는 투여된 치료제의 양을 검출하고, 검출된 치료제의 양을 정보 표시 창(36)을 통해 디스플레이할 수 있다(S20). 이 때, 투여된 치료제의 양은 검출된 영역(35)의 표적 치료 전의 초음파 영상(30A)에 비하여 밝기가 얼마나 감소되었는지에 따라 결정될 수 있다.

[0118] 이상으로, 도 11을 참조하여 초음파 영상 장치의 제어 방법을 설명하였다. 도 11에 도시된 단계들 중에서, S9 내지 S14는 초음파 영상에서 초음파 조영제와 결합된 병변을 관측하기 위한 제1 관측 단계인 것으로 볼 수 있다. 그리고 S15 및 S16은 목표 부위의 초음파 조영제 버블을 붕괴시키기 위한 표적 치료 단계인 것으로 볼 수 있다. 그리고 S17 내지 S20은 표적 치료 결과를 관측하기 위한 제2 관측 단계인 것으로 볼 수 있다.

[0119] 도 11에 도시되어 있지는 않지만, S20 단계 이후에는 표적 치료 단계(S15, S16) 및 제2 관측 단계(S17~S20)가 반복적으로 수행될 수 있다. 예를 들어, 표적 치료 단계(S15, S16) 및 제2 관측 단계(S17~S20)는 목표 부위의 모든 초음파 조영제 버블이 붕괴될 때까지 반복될 수 있다.

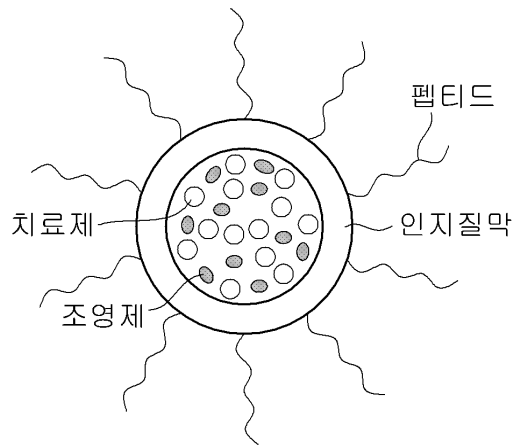
[0120] 이상과 같이 예시된 도면을 참조로 하여 개시된 발명에 대한 실시예들을 설명하였다. 그러나 개시된 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며, 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

부호의 설명

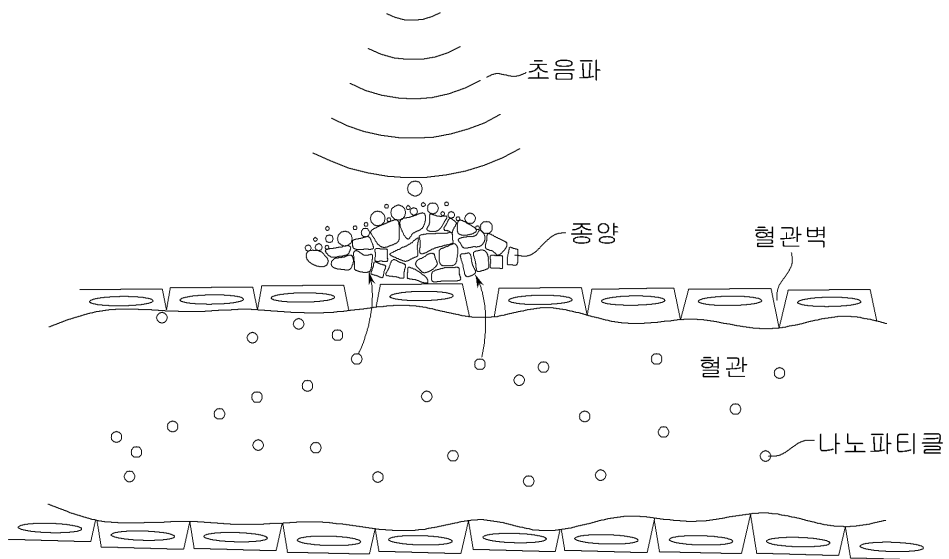
[0121] 200: 본체
210: 입력부
220: 디스플레이부
230: 프로브
240: 제어부
250: 송신 빔포머
260: 수신 빔포머
270: 영상 처리부
280: 저장부
T, t1, t2, t3, t4, t5: 초음파 소자

도면

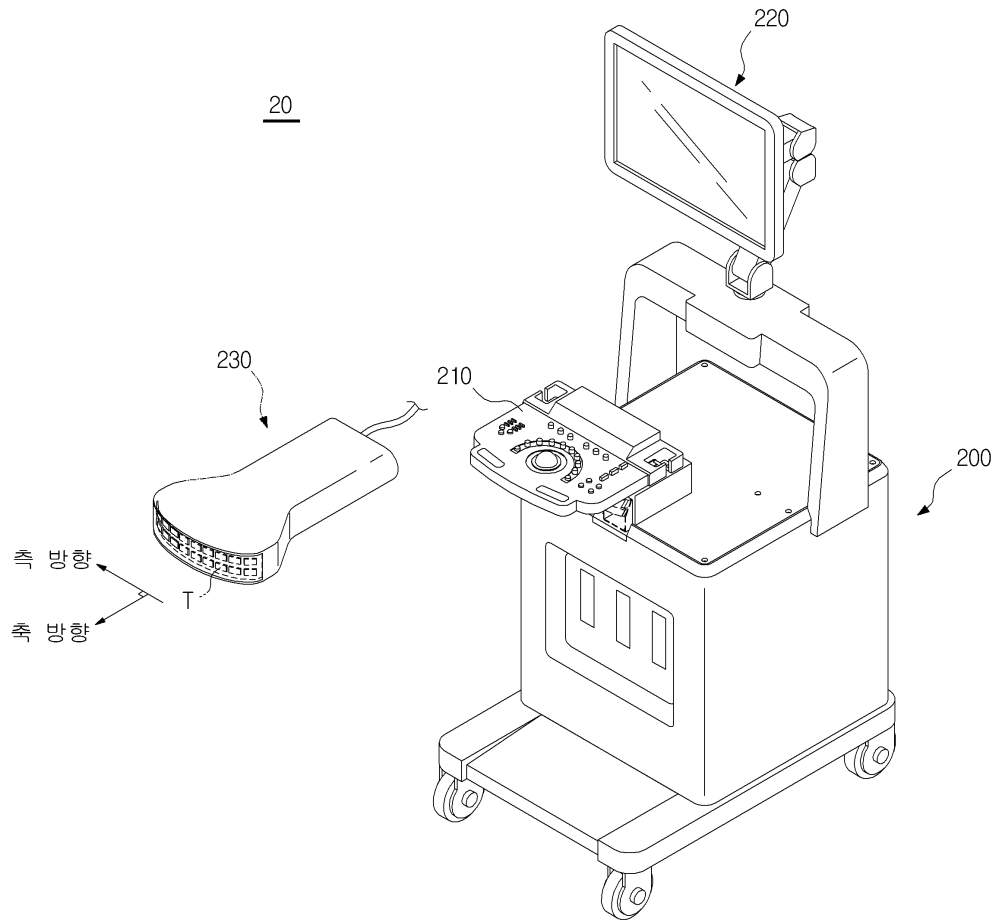
도면1



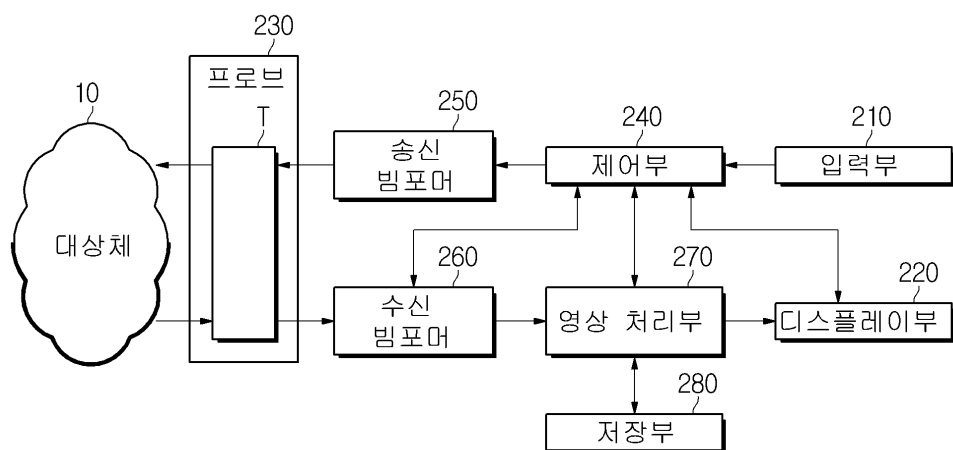
도면2



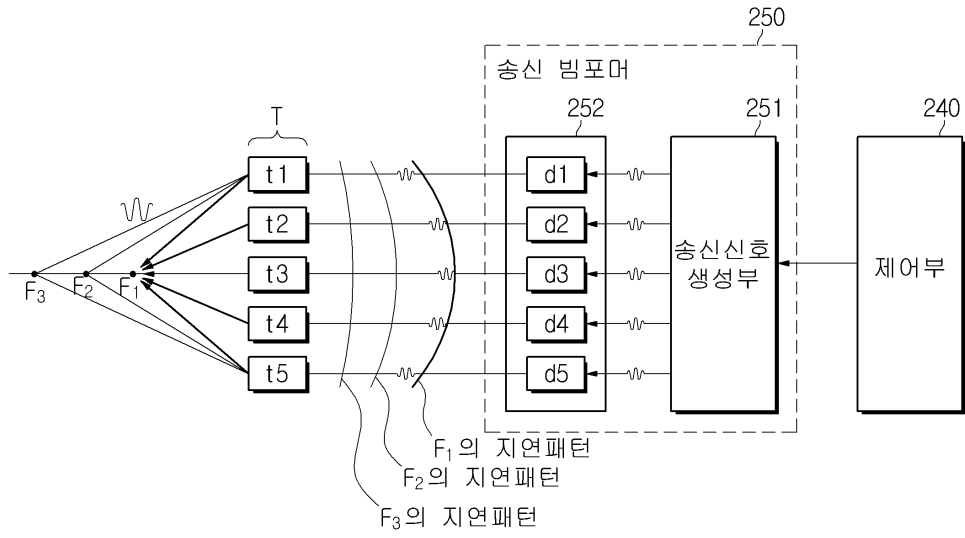
도면3



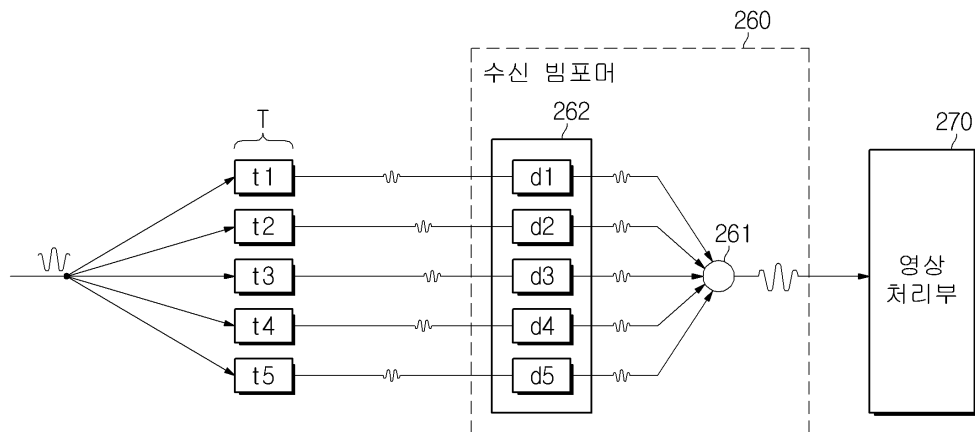
도면4



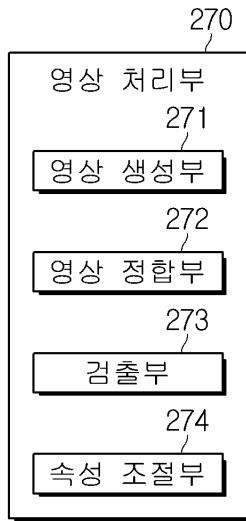
도면5



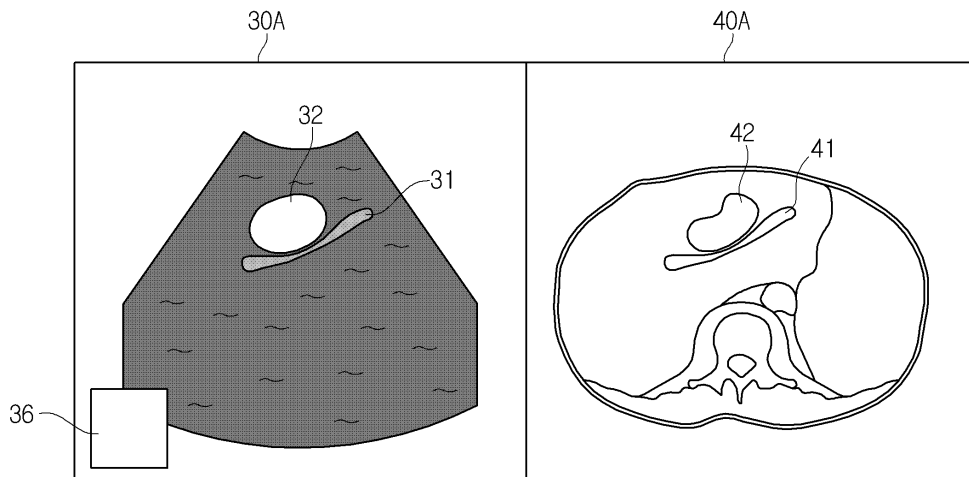
도면6



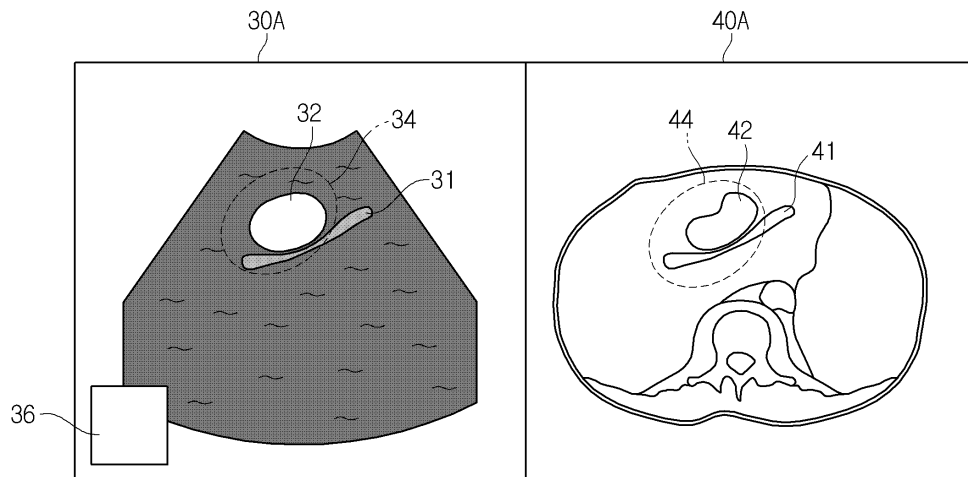
도면7



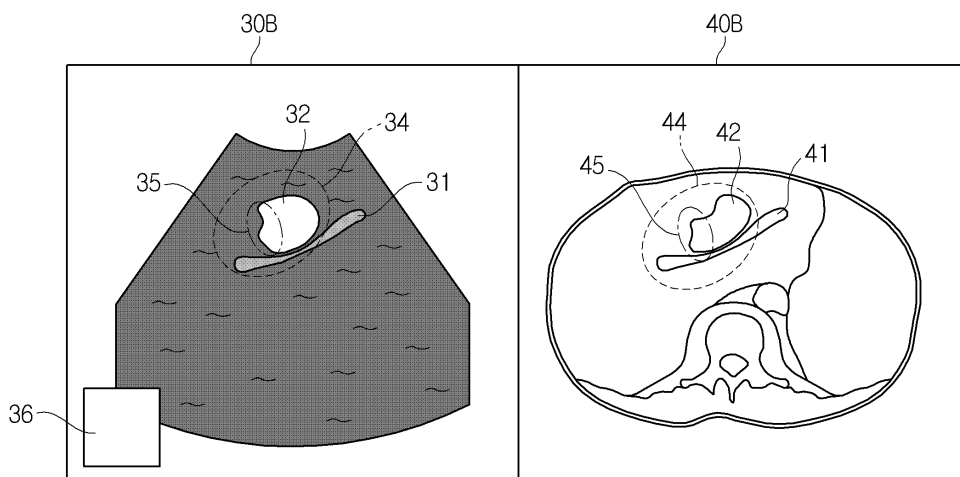
도면8



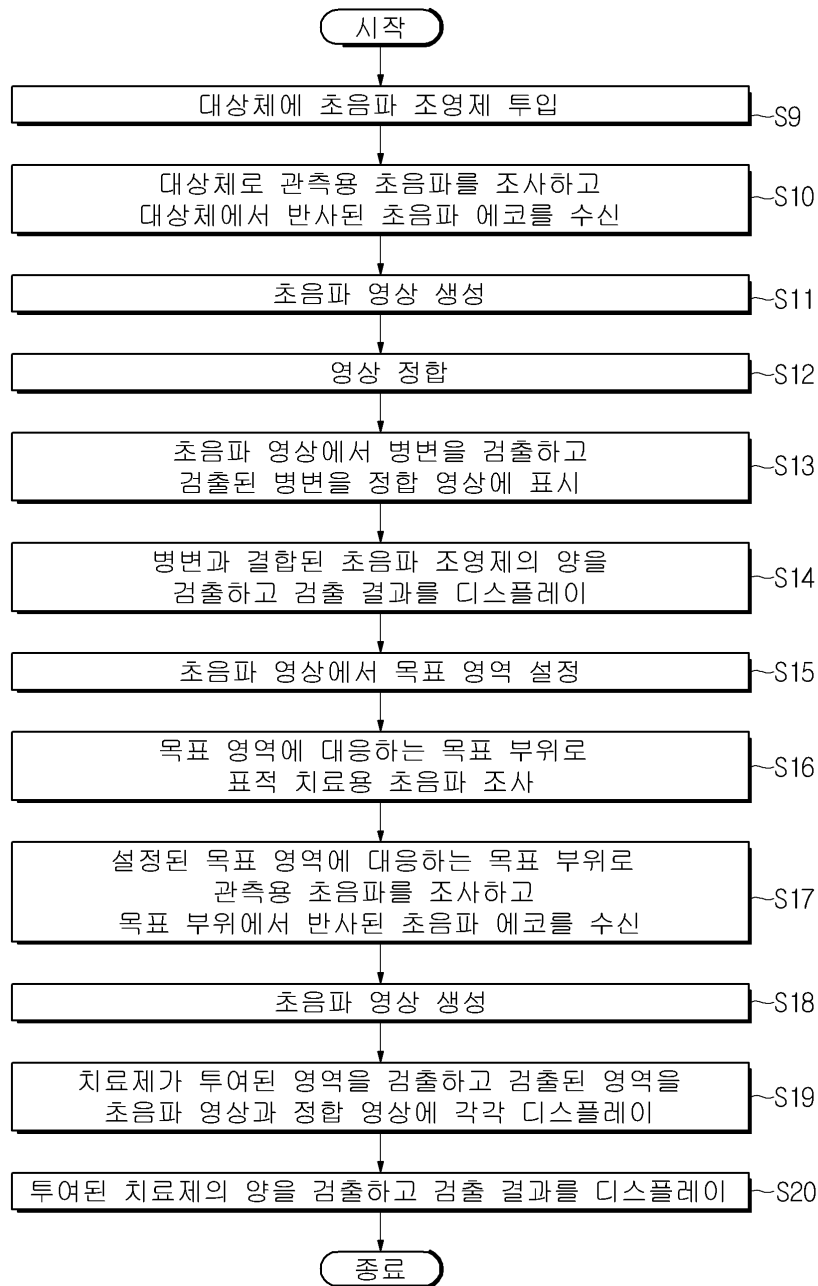
도면9



도면10



도면11



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	KR1020150044512A	公开(公告)日	2015-04-27
申请号	KR1020130123558	申请日	2013-10-16
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	PARKSUNGCHAN 박성찬 KANGJOORYOUNG 강주영 KIMKYUHONG 김규홍 KIMJUNGHO 김정호 PARKSUHYUN 박수현		
发明人	박성찬 강주영 김규홍 김정호 박수현		
IPC分类号	A61B8/14 A61N7/00		
CPC分类号	A61B8/461 A61M37/0092 A61K49/223 A61B8/085 A61B8/5223 A61B8/481 A61B8/4405 A61B8/5246 A61N2007/0039		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明公开了一种用于增强目标治疗的超声成像设备及其控制方法。超声成像设备包括：输入器，被配置为接收用于在第一超声图像中设置要应用目标治疗的对象的目标区域的命令，该第一超声图像示出包括超声造影剂的病变。治疗剂已被束缚在物体内；图像处理器，被配置为将第一超声图像与在超声波已经照射到与目标区域对应的目标部分之后获取的第二超声图像进行比较，并且检测治疗剂已经被递送到的区域中的至少一个和一定量的治疗药物进入该地区。

