



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0053103
(43) 공개일자 2017년05월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)
A61B 8/14 (2006.01) G06T 5/50 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/481 (2013.01)
A61B 8/14 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0030987
(22) 출원일자 2016년03월15일
심사청구일자 없음
(30) 우선권주장
62/251,251 2015년11월05일 미국(US)

(71) 출원인
삼성메디슨 주식회사
강원도 홍천군 남면 한서로 3366
(72) 발명자
강호경
서울특별시 강남구 테헤란로108길 42 (대치동)
박중근
서울특별시 강남구 테헤란로108길 42 (대치동)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
리앤목특허법인

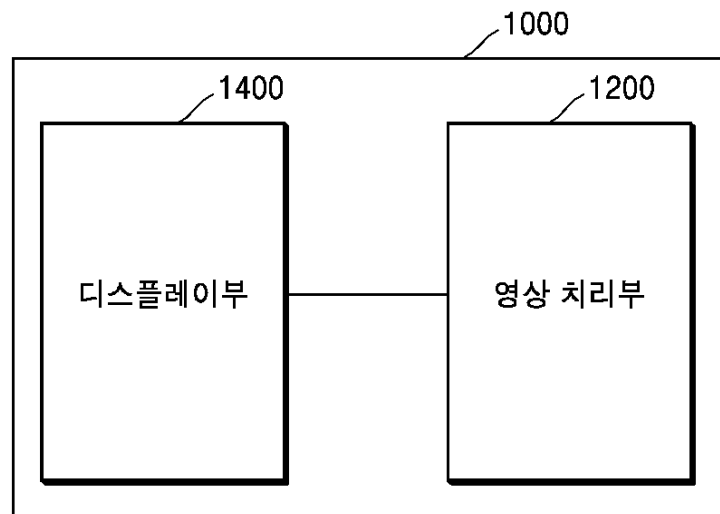
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 초음파 진단 장치 및 초음파 영상을 생성하기 위한 방법

(57) 요약

대상체로부터 반사된 에코 신호 (echo signal) 에 기초하여 상기 대상체의 조직을 나타내는 제1 영상 및 상기 대상체에게 투입된 조영제를 나타내는 제2 영상을 생성하고, 상기 제1 영상을 이용하여 상기 제2 영상에서 상기 조직의 적어도 일부가 제거된 제3 영상을 생성하고, 상기 생성된 제3 영상을 디스플레이하기 위한 초음파 진단 장치 및 초음파 영상 생성 방법이 개시된다.

대표도 - 도3



(52) CPC특허분류

A61B 8/463 (2013.01)

G06T 5/50 (2013.01)

G06T 2207/10132 (2013.01)

(72) 발명자

손기원

서울특별시 강남구 테헤란로108길 42 (대치동)

방원철

서울특별시 강남구 테헤란로108길 42 (대치동)

명세서

청구범위

청구항 1

초음파 진단 장치로서,

대상체로부터 반사된 에코 신호 (echo signal) 에 기초하여 상기 대상체의 조직을 나타내는 제1 영상 및 상기 대상체에게 투입된 조영제를 나타내는 제2 영상을 생성하고, 상기 제1 영상을 이용하여 상기 제2 영상에서 상기 조직의 적어도 일부가 제거된 제3 영상을 생성하도록 구성된 영상 처리부; 및

상기 생성된 제3 영상을 디스플레이하도록 구성된 디스플레이부를 포함하는, 초음파 진단 장치.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 일부는 상기 제1 영상에서 미리 결정된 임계값 이상의 밝기를 가지는, 초음파 진단 장치.

청구항 3

제1 항에 있어서,

상기 일부는 상기 제1 영상 및 상기 제2 영상에서 공통적으로 나타나는, 초음파 진단 장치.

청구항 4

제3 항에 있어서,

상기 일부가 상기 제1 영상 및 상기 제2 영상에서 동일한 값의 밝기를 갖도록, 상기 제1 영상 및 상기 제2 영상 중 적어도 하나는 보정되는, 초음파 진단 장치.

청구항 5

제4 항에 있어서,

상기 제2 영상으로부터 상기 제1 영상을 차감하는 영상 차감 (image subtraction) 및 상기 제1 영상과 상기 제2 영상에서 중첩되는 부분에 관한 가중치의 조절 중 적어도 하나를 수행함으로써, 상기 제2 영상에서 상기 일부가 제거된 상기 제3 영상이 생성되는, 초음파 진단 장치.

청구항 6

제5 항에 있어서,

상기 제3 영상의 밝기가 상기 제2 영상의 밝기에 가까워지도록, 상기 제3 영상이 보정되는, 초음파 진단 장치.

청구항 7

제1 항에 있어서,

상기 제1 영상에서 나타나지 않고 상기 제2 영상에서 나타나는 부분은 상기 제3 영상에서 강조되는, 초음파 진단 장치.

청구항 8

제1 항에 있어서,

상기 일부는 제1 일부이고,

상기 영상 처리부는 상기 제1 영상을 이용하여 상기 제2 영상에서 상기 제1 일부를 포함한 제2 일부가 제거된 제4 영상을 생성하도록 더 구성되고,

상기 디스플레이부는 상기 생성된 제4 영상을 디스플레이하도록 더 구성되는, 초음파 진단 장치.

청구항 9

제8 항에 있어서,

상기 제3 영상 및 제4 영상의 영상 파라미터가 평균화되도록, 상기 제3 영상 및 상기 제4 영상 중 적어도 하나가 보정되는, 초음파 진단 장치.

청구항 10

제8 항에 있어서,

상기 제3 영상 및 상기 제4 영상은 사용자 입력에 기초하여 번갈아 디스플레이되는, 초음파 진단 장치.

청구항 11

초음파 영상을 생성하기 위한 방법으로서,

대상체로부터 반사된 에코 신호 (echo signal) 에 기초하여 상기 대상체의 조직을 나타내는 제1 영상 및 상기 대상체에 투입된 조영제를 나타내는 제2 영상을 생성하고, 상기 제1 영상을 이용하여 상기 제2 영상에서 상기 조직의 적어도 일부가 제거된 제3 영상을 생성하는 단계; 및

상기 생성된 제3 영상을 디스플레이하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 12

제11 항에 있어서,

상기 일부는 상기 제1 영상에서 미리 결정된 임계값 이상의 밝기를 가지는, 방법.

청구항 13

제11 항에 있어서,

상기 일부는 상기 제1 영상 및 상기 제2 영상에서 공통적으로 나타나는, 방법.

청구항 14

제13 항에 있어서,

상기 일부가 상기 제1 영상 및 상기 제2 영상에서 동일한 값의 밝기를 갖도록, 상기 제1 영상 및 상기 제2 영상 중 적어도 하나는 보정되는, 방법.

청구항 15

제14 항에 있어서,

상기 제2 영상으로부터 상기 제1 영상을 영상 차감 (image subtraction) 및 상기 제 1 영상과 상기 제 2 영상에서 중첩되는 부분에 관한 가중치의 조절 중 적어도 하나를 수행함으로써, 상기 제2 영상에서 상기 일부가 제거된 상기 제3 영상이 생성되는, 방법.

청구항 16

제15 항에 있어서,

상기 제3 영상의 밝기가 상기 제2 영상의 밝기에 가까워지도록, 상기 제3 영상이 보정되는, 방법.

청구항 17

제11 항에 있어서,

상기 제1 영상에서 나타나지 않고 상기 제2 영상에서 나타나는 부분은 상기 제3 영상에서 강조되는, 방법.

청구항 18

제11 항에 있어서,

상기 일부는 제1 일부이고,

상기 영상 처리부는 상기 제1 영상을 이용하여 상기 제3 영상에서 상기 제1 일부를 포함한 제2 일부가 제거된 제4 영상을 생성하도록 더 구성되고,

상기 디스플레이부는 상기 생성된 제4 영상을 디스플레이하도록 더 구성되는, 방법.

청구항 19

제18 항에 있어서,

상기 제3 영상 및 제4 영상의 영상 파라미터가 평준화되도록, 상기 제3 영상 및 상기 제4 영상 중 적어도 하나가 보정되는, 방법.

청구항 20

제11 항 내지 제19 항 중 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터 판독 가능한 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 개시는 초음파 영상 진단 장치 및 초음파 영상을 생성하기 위한 방법에 관한 것이다. 보다 구체적으로, 조직의 적어도 일부가 제거된 초음파 영상을 생성하기 위한 방법 및 장치에 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 부위 (예를들면, 연조직 또는 혈류) 에 대한 적어도 하나의 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 있다. 따라서, 초음파 진단 장치는, 컴퓨터 단층 촬영 (computed tomography, CT) 장치, 자기 공명 영상 (magnetic resonance imaging, MRI) 장치 등을 포함하는 다른 영상 진단 장치와 함께 널리 이용된다.

[0003] 초음파 시스템을 이용한 영상 촬영 방법 중 대상체에 조영제를 주입하여 촬영하는 조영제 초음파 (Contrast Enhanced Ultrasound, CEUS) 방법이 있다. 조영제 초음파 영상을 이용한 검사 방법은 조영제를 대상체에 투여한 후 시간에 따른 대상체의 영상 신호값의 경향성을 관찰하여 대상체, 예컨대 종양의 악성 또는 양성 여부를 정량적으로 판단할 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치 및 초음파 영상 생성 방법은, 조직의 적어도 일부가 제거된 조영 영상을 생성하는 것을 목적으로 한다.

[0005] 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치 및 초음파 영상 생성 방법은, 혈관과 조직의 대비도가 향상된 조영 영상을 생성하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0006] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 개시의 제1 측면은, 초음파 영상 장치로서, 대상체로부터 반사된 에코 신호 (echo signal) 에 기초하여 상기 대상체의 조직을 나타내는 제1 영상 및 상기 대상체에 투입된 조영제를 나타내는 제2 영상을 생성하고, 상기 제1 영상을 이용하여 상기 제2 영상에서 상기 조직

의 적어도 일부가 제거된 제3 영상을 생성하도록 구성된 영상 처리부 및 상기 생성된 제3 영상을 디스플레이하도록 구성된 디스플레이부를 포함하는, 초음파 영상 장치를 제공할 수 있다.

- [0007] 또한, 상기 일부는 상기 제1 영상에서 미리 결정된 임계값 이상의 밝기를 가지는, 초음파 진단 장치를 제공할 수 있다.
- [0008] 또한, 상기 일부는 상기 제1 영상 및 상기 제2 영상에서 공통적으로 나타나는, 초음파 진단 장치를 제공할 수 있다.
- [0009] 또한, 상기 일부가 상기 제1 영상 및 상기 제2 영상에서 동일한 값의 밝기를 갖도록, 상기 제1 영상 및 상기 제2 영상 중 적어도 하나는 보정되는, 초음파 진단 장치를 제공할 수 있다.
- [0010] 또한, 상기 제2 영상으로부터 상기 제1 영상을 차감하는 영상 차감 (image subtraction) 을 수행함으로써, 상기 제2 영상에서 상기 일부가 제거된 상기 제3 영상이 생성되는, 초음파 진단 장치를 제공할 수 있다.
- [0011] 또한, 상기 제3 영상의 밝기가 상기 제2 영상의 밝기에 가까워지도록, 상기 제3 영상이 보정되는, 초음파 진단 장치를 제공할 수 있다.
- [0012] 또한, 상기 제1 영상에서 나타나지 않고 상기 제2 영상에서 나타나는 부분은 상기 제3 영상에서 강조되는, 초음파 진단 장치를 제공할 수 있다.
- [0013] 또한, 상기 일부는 제1 일부이고, 상기 영상 처리부는 상기 제1 영상을 이용하여 상기 제2 영상에서 상기 제1 일부를 포함한 제2 일부가 제거된 제4 영상을 생성하도록 더 구성되고, 상기 디스플레이부는 상기 생성된 제4 영상을 디스플레이하도록 더 구성되는, 초음파 진단 장치를 제공할 수 있다.
- [0014] 또한, 상기 제3 영상 및 제4 영상의 영상 파라미터가 평균화되도록, 상기 제3 영상 및 상기 제4 영상 중 적어도 하나가 보정되는, 초음파 진단 장치를 제공할 수 있다.
- [0015] 또한, 상기 제3 영상 및 상기 제4 영상은 사용자 입력에 기초하여 번갈아 디스플레이되는, 초음파 진단 장치를 제공할 수 있다.
- [0016] 또한, 본 개시의 제2 측면은, 초음파 영상을 생성하기 위한 방법으로서, 대상체로부터 반사된 에코 신호 (echo signal) 에 기초하여 상기 대상체의 조직을 나타내는 제1 영상 및 상기 대상체에 투입된 조영제를 나타내는 제2 영상을 생성하고, 상기 제1 영상을 이용하여 상기 제2 영상에서 상기 조직의 적어도 일부가 제거된 제3 영상을 생성하는 단계 및 상기 생성된 제3 영상을 디스플레이하는 단계를 포함하는, 방법을 제공할 수 있다.
- [0017] 또한, 상기 일부는 상기 제1 영상에서 미리 결정된 임계값 이상의 밝기를 가지는, 방법을 제공할 수 있다.
- [0018] 또한, 상기 일부는 상기 제1 영상 및 상기 제2 영상에서 공통적으로 나타나는, 방법을 제공할 수 있다.
- [0019] 또한, 상기 일부가 상기 제1 영상 및 상기 제2 영상에서 동일한 값의 밝기를 갖도록, 상기 제1 영상 및 상기 제2 영상 중 적어도 하나는 보정되는, 방법을 제공할 수 있다.
- [0020] 또한, 상기 제2 영상으로부터 상기 제1 영상을 영상 차감 (image subtraction) 함으로써, 상기 제2 영상에서 상기 일부가 제거된 상기 제3 영상이 생성되는, 방법을 제공할 수 있다.
- [0021] 또한, 상기 제3 영상의 밝기가 상기 제2 영상의 밝기에 가까워지도록, 상기 제3 영상이 보정되는, 방법을 제공할 수 있다.
- [0022] 또한, 상기 제1 영상에서 나타나지 않고 상기 제2 영상에서 나타나는 부분은 상기 제3 영상에서 강조되는, 방법을 제공할 수 있다.
- [0023] 또한, 상기 일부는 제1 일부이고, 상기 영상 처리부는 상기 제1 영상을 이용하여 상기 제3 영상에서 상기 제1 일부를 포함한 제2 일부가 제거된 제4 영상을 생성하도록 더 구성되고, 상기 디스플레이부는 상기 생성된 제4 영상을 디스플레이하도록 더 구성되는, 방법을 제공할 수 있다.
- [0024] 또한, 상기 제3 영상 및 제4 영상의 영상 파라미터가 평균화되도록, 상기 제3 영상 및 상기 제4 영상 중 적어도 하나가 보정되는, 방법을 제공할 수 있다.
- [0025] 또한, 본 개시의 제3 측면은, 제2 측면의 방법을 컴퓨터에서 실행시킬 수 있는 컴퓨터 판독 매체를 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0026] 본 개시에 따른 다양한 실시예들은, 다음의 자세한 설명과 그에 수반되는 도면들의 결합으로 쉽게 이해될 수 있으며, 참조 번호 (reference numerals) 들은 구조적 구성요소 (structural elements) 를 의미한다.
- 도 1 은** 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 블록도이다.
- 도 2 는** 일 실시예에 따른 무선 프로브의 블록도이다.
- 도 3 은** 일 실시예에 따른, 초음파 진단 장치의 블록도이다.
- 도 4a 는** 일 실시예에 따른, 제1 영상, 제2 영상, 및 제3 영상의 예시적인 도면들이다.
- 도 4b 는** 일 실시예에 따른, 제3 영상 및 제4 영상의 예시적인 도면들이다.
- 도 5 는** 일 실시예에 따른, 복수의 조영제 초음파 영상을 디스플레이하기 위한 예시적인 UI를 나타내는 도면이다.
- 도 6 은** 일 실시예에 따른, 제3 영상을 생성하는 방법을 설명하기 위한 도면들이다.
- 도 7 은** 일 실시예에 따른, 각 부위에 대한 제2 영상 및 제3 영상들이다.
- 도 8 은** 일 실시예에 따른, 정상 케이스에서 제1 영상, 제2 영상, 및 제3 영상들이다.
- 도 9 는** 일 실시예에 따른, 경미한 신장동맥 협착 케이스에서 제1 영상, 제2 영상, 및 제3 영상들이다.
- 도 10 은** 일 실시예에 따른, 제3 영상을 생성하는 방법의 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0027] 본 명세서에서 사용되는 용어는 본 개시에 따른 다양한 실시예들에서의 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 명세서에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.
- [0028] 명세서 전체에서 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 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.
- [0029] 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, 및 혈관 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 또한, 대상체는 팬텀 (phantom) 일 수도 있으며, 팬텀은 생물의 밀도와 실험 원자 번호에 아주 근사하고 생물의 부피와 아주 근사한 물질을 의미할 수 있다. 예를 들어, 팬텀은, 인체와 유사한 특성을 갖는 구형 팬텀일 수 있다.
- [0030] 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.
- [0031] 또한, 본 명세서에서, "제1", "제2" 또는 "제1-1" 등의 표현은 서로 다른 구성 요소, 개체, 영상, 픽셀 또는 패치를 지칭하기 위한 예시적인 용어이다. 따라서, 상기 "제1", "제2" 또는 "제1-1" 등의 표현이 구성 요소 간의 순서를 나타내거나 우선 순위를 나타내는 것은 아니다.
- [0032] 이하에서는 도면을 참조하여 본 개시에 따른 다양한 실시예들을 상세히 설명한다.
- [0033] **도 1 은** 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 블록도이다.
- [0034] 일 실시예에 의한 초음파 진단 장치 (1000) 는 프로브 (20), 초음파 송수신부 (1100), 영상 처리부 (1200), 통신부 (1300), 디스플레이부 (1400), 메모리 (1500), 입력 디바이스 (1600), 및 제어부 (1700) 를 포함할 수 있으며, 상술한 여러 구성들은 버스 (1800) 를 통해 서로 연결될 수 있다.
- [0035] 초음파 진단 장치 (1000) 는 카트형뿐만 아니라 휴대형으로도 구현될 수 있다. 휴대형 초음파 진단 장치의 예

로는 팩스 뷰어 (PACS, Picture Archiving and Communication System viewer), 스마트 폰 (smartphone), 랩탑 컴퓨터, PDA, 태블릿 PC 등이 있을 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.

- [0036] 프로브 (20) 는, 초음파 송수신부 (1100) 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.
- [0037] 송신부 (1110) 는 프로브 (20) 에 구동 신호를 공급하며, 펄스 생성부 (1112), 송신 지연부 (1114), 및 펄서 (1116) 를 포함한다. 펄스 생성부 (1112) 는 소정의 펄스 반복 주파수 (PRF, Pulse Repetition Frequency) 에 따른 송신 초음파를 형성하기 위한 펄스 (pulse) 를 생성하며, 송신 지연부 (1114) 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 (1116) 는, 지연 시간이 적용된 각각의 펄스에 대응하는 타이밍 (timing) 으로, 프로브 (20) 에 구동 신호 (또는, 구동 펄스 (driving pulse)) 를 인가한다.
- [0038] 수신부 (1120) 는 프로브 (20) 로부터 수신되는 에코 신호를 처리하여 초음파 데이터를 생성하며, 증폭기 (1122), ADC(아날로그 디지털 컨버터, Analog Digital converter) (1124), 수신 지연부 (1126), 및 합산부 (1128) 를 포함할 수 있다. 증폭기 (1122) 는 에코 신호를 각 채널 (channel) 마다 증폭하며, ADC(1124) 는 증폭된 에코 신호를 아날로그-디지털 변환한다. 수신 지연부 (1126) 는 수신 지향성 (reception directionality) 을 결정하기 위한 지연 시간을 디지털 변환된 에코 신호에 적용하고, 합산부 (1128) 는 수신 지연부 (1126) 에 의해 처리된 에코 신호를 합산함으로써 초음파 데이터를 생성한다. 한편, 수신부 (1120) 는 그 구현 형태에 따라 증폭기 (1122) 를 포함하지 않을 수도 있다. 즉, 프로브 (20) 의 감도가 향상되거나 ADC(1124) 의 처리 비트 (bit) 수가 향상되는 경우, 증폭기 (1122) 는 생략될 수도 있다.
- [0039] 영상 처리부 (1200) 는 초음파 송수신부 (1100) 에서 생성된 초음파 데이터에 대한 주사 변환 (scan conversion) 과정을 통해 초음파 영상을 생성한다. 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 영상일 수도 있다. 도플러 영상은, 혈액의 흐름을 나타내는 혈류 도플러 영상 (또는, 컬러 도플러 영상으로도 불림), 조직의 움직임을 나타내는 티슈 도플러 영상, 또는 대상체의 이동 속도를 파형으로 표시하는 스펙트럴 도플러 영상일 수 있다.
- [0040] 데이터 처리부 (1210) 에 포함되는 B 모드 처리부 (1212) 는, 초음파 데이터로부터 B 모드 성분을 추출하여 처리한다. 영상 생성부 (1220) 는, B 모드 처리부 (1212) 에 의해 추출된 B 모드 성분에 기초하여 신호의 강도가 휘도 (brightness) 로 표현되는 초음파 영상을 생성할 수 있다.
- [0041] 마찬가지로, 데이터 처리부 (1210) 에 포함되는 도플러 처리부 (1214) 는, 초음파 데이터로부터 도플러 성분을 추출하고, 영상 생성부 (1220) 는 추출된 도플러 성분에 기초하여 대상체의 움직임을 컬러 또는 파형으로 표현하는 도플러 영상을 생성할 수 있다.
- [0042] 일 실시예에 의한 영상 생성부 (1220) 는, 블록 데이터에 대한 블록 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 (1220) 는 초음파 영상 상에 여러 가지 부가 정보를 텍스트, 그래픽으로 표현할 수도 있다. 한편, 생성된 초음파 영상은 메모리 (1500) 에 저장될 수 있다.
- [0043] 디스플레이부 (1400) 는 생성된 초음파 영상을 표시 출력한다. 디스플레이부 (1400) 는, 초음파 영상뿐만 아니라 초음파 진단 장치 (1000) 에서 처리되는 다양한 정보를 GUI(Graphical User Interface) 를 통해 화면 상에 표시 출력할 수 있다. 한편, 초음파 진단 장치 (1000) 는 구현 형태에 따라 둘 이상의 디스플레이부 (1400) 를 포함할 수 있다.
- [0044] 통신부 (1300) 는, 유선 또는 무선으로 네트워크 (30) 와 연결되어 외부 디바이스나 서버와 통신한다. 통신부 (1300) 는 의료 영상 정보 시스템 (PACS) 을 통해 연결된 병원 서버나 병원 내의 다른 의료 장치와 데이터를 주고 받을 수 있다. 또한, 통신부 (1300) 는 의료용 디지털 영상 및 통신 (DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine) 표준에 따라 데이터 통신할 수 있다.

- [0045] 통신부 (1300) 는 네트워크 (30) 를 통해 대상체 (10) 의 초음파 영상, 초음파 데이터, 도플러 데이터 등 대상체의 진단과 관련된 데이터를 송수신할 수 있으며, CT 장치, MRI 장치, X-ray 장치 등 다른 의료 장치에서 촬영한 의료 영상 또한 송수신할 수 있다. 나아가, 통신부 (1300) 는 서버로부터 환자의 진단 이력이나 치료 일정 등에 관한 정보를 수신하여 대상체 (10) 의 진단에 활용할 수도 있다. 나아가, 통신부 (1300) 는 병원 내의 서버나 의료 장치뿐만 아니라, 의사나 환자의 휴대용 단말과 데이터 통신을 수행할 수도 있다.
- [0046] 통신부 (1300) 는 유선 또는 무선으로 네트워크 (30) 와 연결되어 서버 (32), 의료 장치 (34), 또는 휴대용 단말 (36) 과 데이터를 주고 받을 수 있다. 통신부 (1300) 는 외부 디바이스와 통신을 가능하게 하는 하나 이상의 구성 요소를 포함할 수 있으며, 예를 들어 근거리 통신 모듈 (1310), 유선 통신 모듈 (1320), 및 이동 통신 모듈 (1330) 을 포함할 수 있다.
- [0047] 근거리 통신 모듈 (1310) 은 소정 거리 이내의 근거리 통신을 위한 모듈을 의미한다. 일 실시예에 따른 근거리 통신 기술에는 무선 랜 (Wireless LAN), 와이파이 (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.
- [0048] 유선 통신 모듈 (1320) 은 전기적 신호 또는 광 신호를 이용한 통신을 위한 모듈을 의미하며, 일 실시예에 의한 유선 통신 기술에는 트위스티드 페어 케이블 (twisted pair cable), 동축 케이블, 광섬유 케이블, 이더넷 (ethernet) 케이블 등이 있을 수 있다.
- [0049] 이동 통신 모듈 (1330) 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 데이터일 수 있다.
- [0050] 메모리 (1500) 는 초음파 진단 장치 (1000) 에서 처리되는 여러 가지 정보를 저장한다. 예를 들어, 메모리 (1500) 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.
- [0051] 메모리 (1500) 는 플래시 메모리, 하드디스크, EEPROM 등 여러 가지 종류의 저장매체로 구현될 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치 (1000) 는 웹 상에서 메모리 (1500) 의 저장 기능을 수행하는 웹 스토리지 (web storage) 또는 클라우드 서버를 운영할 수도 있다.
- [0052] 입력 디바이스 (1600) 는, 사용자로부터 초음파 진단 장치 (1000) 를 제어하기 위한 데이터를 입력받는 수단을 의미한다. 입력 디바이스 (1600) 의 예로는 키 패드, 마우스, 터치 패드, 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.
- [0053] 제어부 (1700) 는 초음파 진단 장치 (1000) 의 동작을 전반적으로 제어한다. 즉, 제어부 (1700) 는 도 1에 도시된 프로브 (20), 초음파 송수신부 (1100), 영상 처리부 (1200), 통신부 (1300), 디스플레이부 (1400), 메모리 (1500), 및 입력 디바이스 (1600) 간의 동작을 제어할 수 있다.
- [0054] 프로브 (20), 초음파 송수신부 (1100), 영상 처리부 (1200), 통신부 (1300), 디스플레이부 (1400), 메모리 (1500), 입력 디바이스 (1600) 및 제어부 (1700) 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 (1100), 영상 처리부 (1200), 및 통신부 (1300) 중 적어도 일부는 제어부 (1600) 에 포함될 수 있으나, 이러한 구현 형태에 제한되지는 않는다.
- [0055] **도 2** 는 일 실시예에 따른 무선 프로브의 블록도이다.
- [0056] 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.
- [0057] 도 2에 도시된 실시예에 의한 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.
- [0058] 무선 프로브 (2000) 는, 대상체 (10) 로 초음파 신호를 송신하고 에코 신호를 수신하며, 초음파 데이터를 생성

하여 도 1의 초음파 진단 장치 (1000) 로 무선 전송할 수 있다.

[0059] **도 3 은** 일 실시예에 따른, 초음파 진단 장치의 블록도이다.

[0060] 도 3을 참조하면, 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치 (1000) 는 영상 처리부 (1200) 및 디스플레이부 (1400) 를 포함할 수 있다. 그러나, 도시된 구성요소 모두가 필수 구성 요소인 것은 아니다. 도 3에 도시된 구성 요소보다 더 많은 구성 요소에 의해 초음파 진단 장치 (1000) 가 구현될 수도 있고, 도 3에 도시된 구성 요소보다 더 적은 구성 요소에 의해서도 초음파 진단 장치 (1000) 는 구현될 수 있다.

[0061] 영상 처리부 (1200) 는 영상 표시 모드에 따라 초음파 영상 데이터를 처리할 수 있다. 영상 처리부 (1200) 는 대상체로부터 반사된 에코 신호 (echo signal) 에 대하여, 증폭, 대수 압축, 포락선 검파 등의 처리를 수행하여 B 모드 영상 데이터 (Brightness Mode Data) 를 획득할 수 있고, 미소 기포를 함유한 초음파 조영제를 정맥 주사에 의해 대상체에 주입하여 조영제 초음파 모드 데이터 (Contrast Enhanced Mode data) 를 획득할 수 있다.

[0062] 영상 처리부 (110) 는 조영제 초음파 모드에서, 초음파 조영제의 강한 비선형 효과를 이용할 수 있다. 비선형 효과는, 미소 기포로부터의 반사파가 입사파에 비해 크게 왜곡되고, 파형이 왜곡되면 고조파 성분이 발생하게 된다. 영상 처리부 (1200) 는 상기 특징을 이용하여, 조사파의 2배의 고조파 (Second Harmonic) 를 영상화함으로써 기본파를 억제하고, 조영제를 보다 강조하는 콘트라스트 하모닉 이미징 (Contrast Harmonic Imaging) 법을 이용할 수 있다. 콘트라스트 하모닉 이미징법에서는, 기포로부터의 반사파가 생체 조직으로부터의 반사파에 비해 많은 2차 고조파를 포함하기 때문에, 조영제로부터의 반사파가 강조된 화상이 획득될 수 있다.

[0063] 영상 처리부 (1200) 는 대상체로부터 반사된 에코 신호에 기초하여 대상체의 조직을 나타내는 제1 영상을 생성할 수 있다. 여기서, 제1 영상은 B모드 초음파 영상일 수 있다.

[0064] 영상 처리부 (1200) 는 대상체로부터 반사된 에코 신호에 기초하여 대상체에 투입된 조영제를 나타내는 제2 영상을 생성할 수 있다. 여기서, 제2 영상은 조영제 초음파 영상일 수 있다. 제2 영상은 대상체에 투입된 조영제로부터 반사된 에코 신호에 기초하여 생성될 수 있다.

[0065] 제2 영상이 생성되는 동안, 대상체의 조직에 의한 움직임으로 인해 반사되는 신호와, 조영제로부터 반사되는 신호가 서로 간섭될 수 있고, 신호의 간섭으로 인해 제2 영상에서 혈관의 대비도가 저감될 수 있다.

[0066] 대상체의 조직에 의한 움직임으로 인해 반사되는 신호의 영향을 저감시키기 위해, 신호 처리 과정에서 해당 신호의 세기 자체를 억제 (suppress) 하는 방법이 이용될 수 있다. 그러나, 이러한 방법은 억제의 효과가 불충분할 수 있다.

[0067] 이에, 일 실시예에 따른 영상 처리부 (1200) 는 제1 영상을 이용하여 제2 영상에서 조직의 적어도 일부가 제거된 제3 영상을 생성할 수 있다. 여기서, 제3 영상은 제2 영상과 마찬가지로 조영제 초음파 영상일 수 있다. 제1 영상을 이용하여 제2 영상에서 조직의 적어도 일부를 제거하는 방법과 관련하여서는, 도 4a 및 도 4b에서 설명된다.

[0068] 제3 영상에서 조직의 적어도 일부가 제거됨으로써, 제3 영상은 제2 영상에 비해 혈관의 대비도가 향상될 수 있다.

[0069] 디스플레이부 (1400) 는 2차원 및/또는 3차원 초음파 영상을 디스플레이할 수 있다. 또한, 디스플레이부 (1400) 는 제1 영상 및 제2 영상을 함께 디스플레이하거나, 제1 영상 및 제3 영상을 함께 디스플레이할 수 있다. 예를 들어, 디스플레이부 (1400) 는 B 모드 초음파 영상 및 조영제 초음파 영상을 함께 디스플레이하거나, B 모드 초음파 영상 및 향상된 조영제 초음파 영상을 함께 디스플레이할 수 있다.

[0070] **도 4a 는** 일 실시예에 따른, 제1 영상, 제2 영상, 및 제3 영상의 예시적인 도면들이다.

[0071] 도 4a를 참조하면, 제1 영상 (410) 및 제2 영상 (420) 에서 각각 조직 (411, 421) 이 나타날 수 있다. 조직 (411, 421) 은 제1 영상 (410) 및 제2 영상 (420) 에서 다른 영역에 비해 밝게 표현될 수 있다. 여기서, 제1 영상 (410) 은 B모드 초음파 영상일 수 있고, 제2 영상 (420) 은 조영제 초음파 영상일 수 있다.

[0072] 영상 처리부 (1200) 는 제1 영상 (410) 을 이용하여 제2 영상 (420) 에서 조직의 적어도 일부가 제거된 제3 영상 (430a) 을 생성할 수 있다. 여기서, 제3 영상 (430a) 는 제2 영상 (420) 과 마찬가지로 조영제 초음파 영상일 수 있다.

[0073] 일 실시예에서, 영상 처리부 (1200) 는 제1 영상 (410) 및 제2 영상 (420) 에서 공통적으로 나타나는 조직의 일

부를, 제2 영상 (420) 에서 제거함으로써, 제3 영상 (430a) 를 생성할 수 있다. 예를 들어, 도 4a에 도시된 바와 같이, 영상 처리부 (1200) 는 제1 영상 (410) 및 제2 영상 (420) 에서 공통적으로 나타나는 조직 (421) 을 제2 영상 (420) 에서 제거함으로써, 제3 영상 (430a) 을 생성할 수 있다.

[0074] 도 4a에 도시된 바와 같이, 생성된 제3 영상 (430a) 에서 제2 영상 (420) 의 조직 (421) 에 대응되는 부분 (431a) 이 현저하게 억제될 수 있다.

[0075] 일 실시예에 따르면, 제1 영상 (410) 및 제2 영상 (420) 에서 공통적으로 나타나는 부분을, 제2 영상 (420) 에서 제거하기 위해, 영상 처리부 (1200) 는 제2 영상 (420) 으로부터 제1 영상 (410) 을 차감하는 영상 차감을 수행할 수 있다. 제2 영상 (420) 으로부터 제1 영상 (410) 을 차감하는 영상 차감의 수행 결과, 제3 영상 (430a) 이 생성될 수 있다. 생성된 제3 영상 (430a) 는 제2 영상 (420) 에 비하여, 제1 영상 (410) 의 조직에 의한 영향을 덜 받을 수 있다. 제1 영상 (410) 및 제2 영상 (420) 에서 공통적으로 나타나는 부분이 제3 영상 (430a) 에서 제거됨으로써, 제3 영상 (430a) 은 제2 영상 (420) 에 비해 혈관의 대비도가 향상될 수 있다.

[0076] 일 실시예에 따르면, 제1 영상 (410) 에서 나타나지 않고 제2 영상 (420) 에서 나타나는 부분이 제3 영상 (430a) 에서 강조될 수 있다. 예를 들어, 조영제에 의해 나타나는 혈관들이 제3 영상 (430a) 에서 강조될 수 있다.

[0077] 도 4b 는 일 실시예에 따른, 제3 영상 및 제4 영상의 예시적인 도면들이다.

[0078] 도 4a 및 4b 를 참조하면, 영상 처리부 (1200) 는 제1 영상 (410) 을 이용하여 제2 영상 (420) 에서 조직의 적어도 일부가 제거된 제4 영상 (430b) 을 생성할 수 있다. 여기서, 제3 영상 (430a) 및 제4 영상 (430b) 에서 제거되는 부분의 크기는 서로 상이할 수 있다. 예를 들어, 도 4b의 431a 및 431b에 도시된 바와 같이, 제3 영상 (430a) 에서 제거되는 부분의 크기는 제4 영상 (430b) 에서 제거되는 부분의 크기보다 더 작을 수 있다. 나아가, 도 4b에 도시된 바와 같이, 제4 영상 (430b) 에서 제거되는 부분은 제3 영상 (430a) 에서 제거되는 부분보다 더 광범위하게 퍼져있을 수 있다. 제3 영상 (430a) 및 제4 영상 (430b) 는 제2 영상 (420) 과 마찬가지로 조영제 초음파 영상일 수 있다.

[0079] 도 5 는 일 실시예에 따른, 복수의 조영제 초음파 영상을 디스플레이하기 위한 예시적인 UI를 나타내는 도면이다.

[0080] 디스플레이부 (1400) 는 도 5에 도시된 바와 같이, 복수의 조영제 초음파 영상 (530) 을 사용자 입력에 기초하여 번갈아 디스플레이할 수 있다. 여기서, 복수의 조영제 초음파 영상 (530) 에서, B모드 초음파 영상 (510) 을 이용하는 **제거의 정도가 상이**할 수 있다. 예를 들어, B모드 초음파 영상 (510) 과 중첩되는 부분이 제거되지 않은 조영제 초음파 영상 (530a) 부터, B모드 초음파 영상 (510) 과 **중첩되는 부분이 가장 많이 제거된** 조영제 초음파 영상 (530d) 까지 디스플레이부 (1400) 를 통해 번갈아 디스플레이될 수 있다. 이때, B모드 초음파 영상 (510) 과 **중첩되는 부분이 제거되지 않은** 조영제 초음파 영상 (530a) 에는 **가장 작은 가중치가 적용**되고, B모드 초음파 영상 (510) 과 **중첩되는 부분이 가장 많이 제거된** 조영제 초음파 영상 (530d) 에는 **가장 큰 가중치가 적용**될 수 있다.

[0081] 여기서, 사용자 입력은 입력 디바이스 (1400) 를 통해 초음파 진단 장치 (1000) 에 수신될 수 있다. 예를 들어, 입력 디바이스 (1400) 를 통해 **"FlowMax Index" 를 증가시키는 방향의 사용자 입력**이 초음파 진단 장치 (1000) 에 수신되는 경우, 디스플레이부 (1400) 는 B모드 초음파 영상 (510) 과 **중첩되는 부분이 더 많이 제거된** 조영제 초음파 영상을 디스플레이하고, **"FlowMax Index" 를 감소시키는 방향의 사용자 입력**이 초음파 진단 장치 (1000) 에 수신되는 경우, 디스플레이부 (1400) 는 B모드 초음파 영상 (510) 과 **중첩되는 부분이 덜 제거되거나 제거되지 않은** 조영제 초음파 영상을 디스플레이할 수 있다.

[0082] 도 5 에서 입력 디바이스 (1400) 는 터치 스크린인 것으로 도시되었으나, 이에 제한되지 않고, 입력 디바이스 (1400) 는 조그 스위치로 구현될 수도 있다.

[0083] 도 6 은 일 실시예에 따른, 제3 영상을 생성하는 방법을 설명하기 위한 도면들이다.

[0084] 도 6을 참조하면, 영상 처리부 (1200) 는 제1 영상 (610) 에서 관심 영역 (ROI; Region Of Interest) 을 추출할 수 있다. 관심 영역은 미리 설정된 기준에 기초하여 추출될 수 있다. 예를 들어, 제1 영상 (610) 에서 미리 결정된 임계값 이상의 밝기를 가지는 영역이 관심 영역으로서 추출될 수 있다.

[0085] 제1 영상 (610) 에서 미리 결정된 임계값 이상의 밝기를 가지는 영역들이 추출됨으로써, 화이트 마스크 (white

mask, 612) 가 검출될 수 있다.

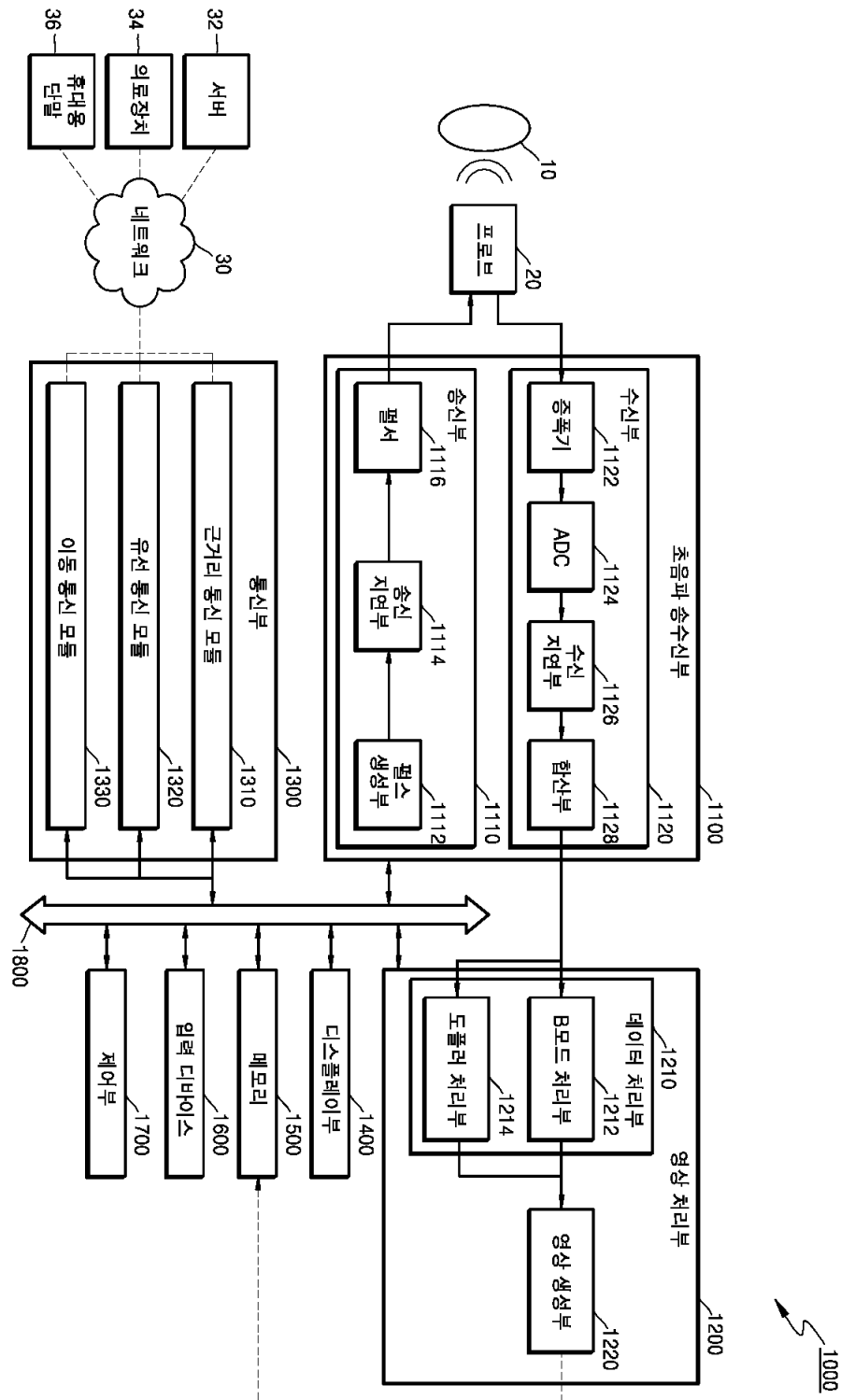
- [0086] 일 실시예에서, 제1 영상 (610) 과 제2 영상 (620) 에서 화이트 마스크 (612) 의 영역의 밝기 평균이 같아지도록 제1 영상 (610) 및 제2 영상 (620) 중 적어도 하나가 보정될 수 있다. 예를 들어, 제1 영상 (614) 이 정규화되어, 제2 영상 (620) 및 정규화된 제1 영상 (614) 에서 화이트 마스크 (612) 의 영역의 밝기 평균이 동일할 수 있다. 화이트 마스크 (612) 의 영역의 밝기 평균이 동일하도록, 제1 영상 (610) 및 제2 영상 (620) 중 적어도 하나가 정규화되었으므로, 제2 영상 (620) 으로부터 제1 영상 (614) 을 차감하는 영상 차감 (image subtraction) 을 수행하면, 제2 영상 (620) 에서 화이트 마스크 (612) 의 영역이 제거된 제3 영상 (630) 이 생성될 수 있다.
- [0087] 일 실시예에 따르면, 제2 영상 (620) 에서 화이트 마스크 (612) 의 영역이 제거됨으로써, 제2 영상 (620) 에서 혈관 이외의 조직들이 제거되어, 제3 영상 (630) 이 생성될 수 있다. 따라서, 제3 영상 (630) 의 혈관 대비도가 제2 영상 (620) 을 비롯한 다른 초음파 조영제 영상들보다 향상될 수 있다.
- [0088] 일 실시예에서, 조영제 주입에 따른 B모드 신호의 감소와 조영제 신호의 강화 (Saturation) 를 상쇄시키기 위해 제3 영상 (630) 의 영상 파라미터를 조정할 수 있다. 예컨대, 제 3 영상 (630) 의 밝기가 조정될 수 있다. 이때, 제3 영상 (630) 의 밝기는 임계값, 최소값, 최대값, 등을 기준으로 조정될 수 있다.
- [0089] 예를 들어, 제3 영상 (630) 의 밝기가 제2 영상 (620) 의 밝기에 가까워지도록, 제3 영상 (630) 이 보정될 수 있다. 도 6에 도시된 바와 같이, 보정된 제3 영상 (632) 의 밝기는 제2 영상 (620) 의 밝기에 가까워져, 제3 영상 (630) 의 밝기보다 더 어두워질 수 있다.
- [0090] 제3 영상 (630) 의 밝기가 조정됨으로써, 제3 영상 (630) 의 얼룩 (speckle) 및 제2 영상 (620) 에서 제거되는 영역들에 의한 플리커 (flickering) 이 제거될 수 있다. 예를 들어, 도 5와 같이 복수의 조영제 초음파 영상 (530) 이 디스플레이되는 경우, 복수의 조영제 초음파 영상 (530) 의 밝기가 서로 상이하면, 상이한 밝기로 인한 얼룩 (speckle) 및 제거되는 영역들의 변화로 인한 플리커 (flickering) 가 발생할 수 있다. 그러나, 일 실시예에 따르면, 복수의 조영제 초음파 영상 (530) 의 밝기가 조정됨으로써, 복수의 조영제 초음파 영상 (530) 에서 얼룩 및 플리커가 억제될 수 있다.
- [0091] **도 7 은** 일 실시예에 따른, 각 부위에 대한 제2 영상 및 제3 영상들이다.
- [0092] 도 7을 참조하면, 일 실시예에 따라 대동맥에 대한 제2 영상 (720a) 및 제3 영상 (730a), 신장에 대한 제2 영상 (720b) 및 제3 영상 (730b), 쓸개에 대한 제2 영상 (720c) 및 제3 영상 (730c), 간에 대한 제2 영상 (720d) 및 제3 영상 (730d) 이 생성될 수 있다.
- [0093] 대동맥에 대한 제3 영상 (730a) 을 참조하면, 제3 영상 (730a) 은 제2 영상 (720a) 에 비해 혈관과 조직 간의 구별력이 향상된다. 구체적으로, 제2 영상 (720a) 에서 밝게 나타나는 조직이 제3 영상 (730a) 에서는 어둡게 표현됨으로써, 제3 영상 (730a) 에서 혈관과 조직 간의 구별력이 향상된다. 또한, 제3 영상 (730a) 내의 흰색 테두리의 타원 내에 도시된 바와 같이, 제2 영상 (720a) 에서 식별하기 어려운 대동맥이 제3 영상 (730a) 에서 선명하게 나타난다.
- [0094] 신장에 대한 제3 영상 (730b) 을 참조하면, 제3 영상 (730b) 은 제2 영상 (720b) 에 비해 혈관과 조직 간의 구별력이 향상된다. 구체적으로, 제3 영상 (730b) 내의 흰색 테두리의 타원 내에 도시된 바와 같이, 신장의 형태가 선명하게 표현됨으로써, 신장과 다른 부위가 용이하게 구별될 수 있고, 신장 내의 혈관 또한 제2 영상 (720b) 에 비해 선명하게 나타난다.
- [0095] 쓸개에 대한 제3 영상 (730c) 을 참조하면, 제3 영상 (730c) 은 제2 영상 (720c) 에 비해 혈관과 조직 간의 구별력이 향상된다. 구체적으로, 제3 영상 (730c) 내의 흰색 테두리의 타원 내에 도시된 바와 같이, 폴립 (polyp) 이 나타날 수 있고, 장기의 경계가 제2 영상 (720c) 에 비해 보다 선명하게 나타난다.
- [0096] 간에 대한 제3 영상 (730d) 을 참조하면, 제3 영상 (730d) 은 제2 영상 (720d) 에 비해 혈관과 조직 간의 구별력이 향상된다. 구체적으로, 제3 영상 (730d) 내의 흰색 테두리의 타원 내에 도시된 바와 같이, 전이암의 경계가 제2 영상 (720d) 에 비해 보다 선명하게 나타난다.
- [0097] **도 8 는** 일 실시예에 따른, 정상 케이스에서 제1 영상, 제2 영상, 및 제3 영상들이다. **도 9 는** 일 실시예에 따른, 경미한 신장동맥 협착 케이스에서 제1 영상, 제2 영상, 및 제3 영상들이다.
- [0098] 도 8 및 도 9 에 도시된 바와 같이, 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치에 의해, 제1 영상 (810, 910), 제2 영

상 (820, 920), 제3 영상 (830a, 930a), 및 제4 영상 (830b, 930b) 이 생성될 수 있다. 혈관 대비도가 향상된 제4 영상 (830b, 930b) 에서 신장동맥과 대동맥 단면이 다른 조영제 초음파 영상 (810, 920, 830a, 930a) 에서 보다 더 선명하게 나타난다.

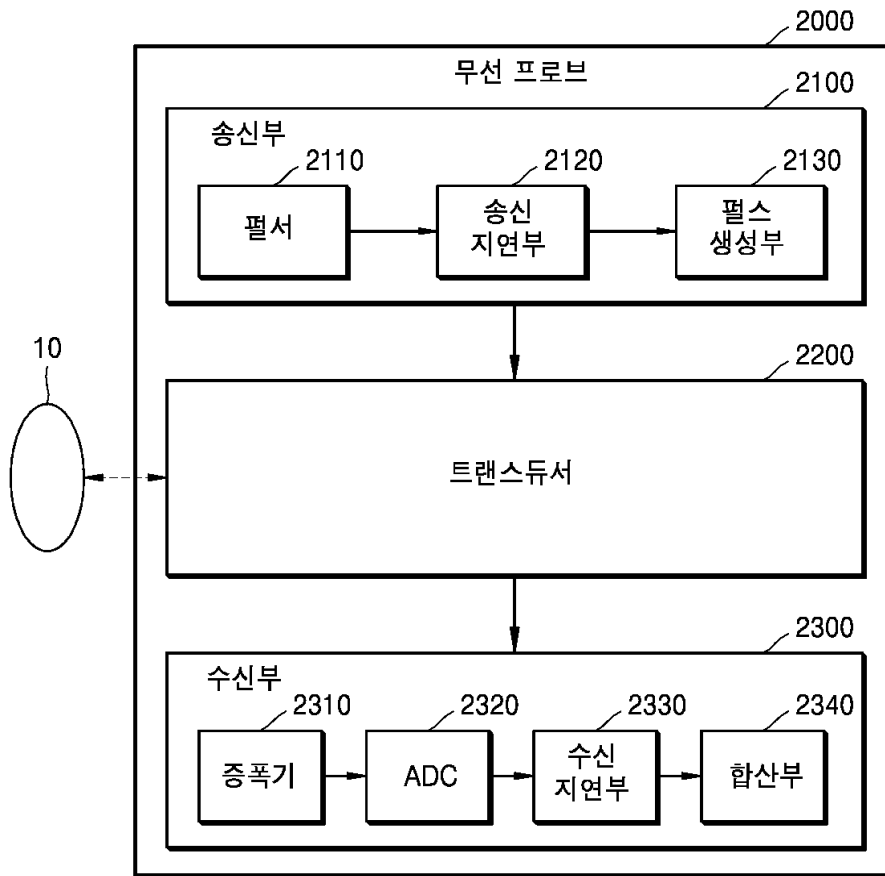
- [0099] **도 10 은** 일 실시예에 따른, 제3 영상을 생성하는 방법의 흐름도이다.
- [0100] 단계 S1000 에서 초음파 진단 장치의 영상 처리부는, 대상체로부터 반사된 에코 신호에 기초하여 제1 영상 및 제2 영상을 생성한다.
- [0101] 제1 영상은 대상체의 조직을 주로 나타낼 수 있고, 제2 영상은 대상체에게 투입된 조영제를 주로 나타낼 수 있다. 여기서, 제1 영상은 B모드 초음파 영상일 수 있고, 제2 영상은 조영제 초음파 영상일 수 있다.
- [0102] 단계 S1010 에서 초음파 진단 장치의 영상 처리부는, 제1 영상을 이용하여 제2 영상에서 조직의 적어도 일부가 제거된 제3 영상을 생성한다.
- [0103] 일 실시예에서, 영상 처리부에 의해 제 1 영상 및 제 2 영상에서 공통적으로 나타내는 부분이 제 2 영상에서 제거됨으로써, 제 3 영상을 생성할 수 있다.
- [0104] 일 실시예에서, 제 1 영상 및 제 2 영상에서 공통적으로 나타나는 부분을, 제 2 영상에서 제거하기 위해, 영상 처리부에 의해 제 2 영상으로부터 제 1 영상을 차감하는 영상 차감이 수행될 수 있다.
- [0105] 일 실시예에 따르면, 제1 영상에서 나타나지 않고 제2 영상에서 나타나는 부분이 제3 영상에서 강조될 수 있다. 예를 들어, 조영제에 의해 나타나는 혈관들이 제3 영상에서 강조될 수 있다.
- [0106] 일 실시예에서, 영상 처리부에 의해, 제1 영상에서 관심 영역 (ROI; Region Of Interest) 이 추출될 수 있다. 관심 영역은 미리 설정된 기준에 기초하여 추출될 수 있다. 예를 들어, 제1 영상에서 미리 결정된 임계값 이상의 밝기를 가지는 영역이 관심 영역으로서 추출될 수 있다.
- [0107] 제1 영상에서 미리 결정된 임계값 이상의 밝기를 가지는 영역들이 추출됨으로써, 화이트 마스크가 검출될 수 있다.
- [0108] 일 실시예에서, 제1 영상과 제2 영상에서 화이트 마스크의 영역의 밝기 평균이 같아지도록, 영상 처리부에 의해 제1 영상 및 제2 영상 중 적어도 하나가 보정될 수 있다.
- [0109] 일 실시예에서, 조영제 주입에 따른 B모드 신호의 감소와 조영제 신호의 강화 (Saturation) 를 상쇄시키기 위해 제3 영상의 영상 파라미터를 조정할 수 있다. 예컨대, 제 3 영상의 밝기가 조정될 수 있다. 이때, 제3 영상의 밝기는 임계값, 최소값, 최대값, 등을 기준으로 조정될 수 있다.
- [0110] 단계 S1020 에서 초음파 진단 장치의 디스플레이부는, 단계 S1010 에서 생성된 제3 영상을 디스플레이한다.
- [0111] 제 3 영상은 제 1 영상과 함께 나란히 디스플레이될 수 있다. 또한, 도 5에서 전술된 바와 같이, 제 3 영상은 조영제 초음파 영상으로서 다른 조영제 초음파 영상들과 번갈아 디스플레이될 수도 있다.
- [0112] 일부 실시예는 컴퓨터에 의해 실행되는 프로그램 모듈과 같은 컴퓨터에 의해 실행가능한 명령어를 포함하는 기록 매체의 형태로도 구현될 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체는 컴퓨터에 의해 액세스될 수 있는 임의의 가용 매체일 수 있고, 휘발성 및 비휘발성 매체, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다. 또한, 컴퓨터 판독가능 매체는 컴퓨터 저장 매체 및 통신 매체를 모두 포함할 수 있다. 컴퓨터 저장 매체는 컴퓨터 판독가능 명령어, 데이터 구조, 프로그램 모듈 또는 기타 데이터와 같은 정보의 저장을 위한 임의의 방법 또는 기술로 구현된 휘발성 및 비휘발성, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다. 통신 매체는 전형적으로 컴퓨터 판독가능 명령어, 데이터 구조, 프로그램 모듈, 또는 반송파와 같은 변조된 데이터 신호의 기타 데이터, 또는 기타 전송 매커니즘을 포함하며, 임의의 정보 전달 매체를 포함한다.
- [0113] 본원 발명의 실시예들과 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

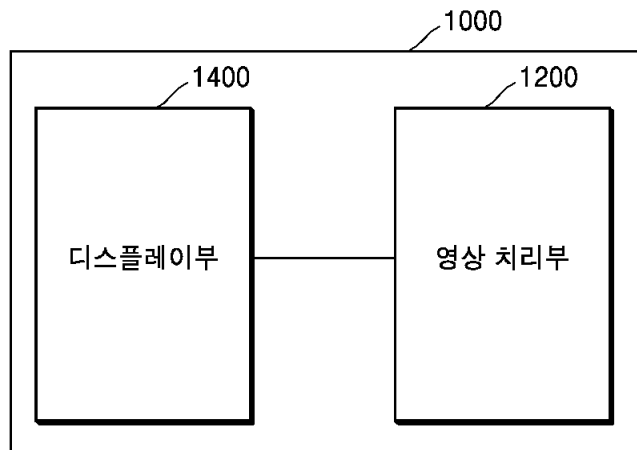
도면1



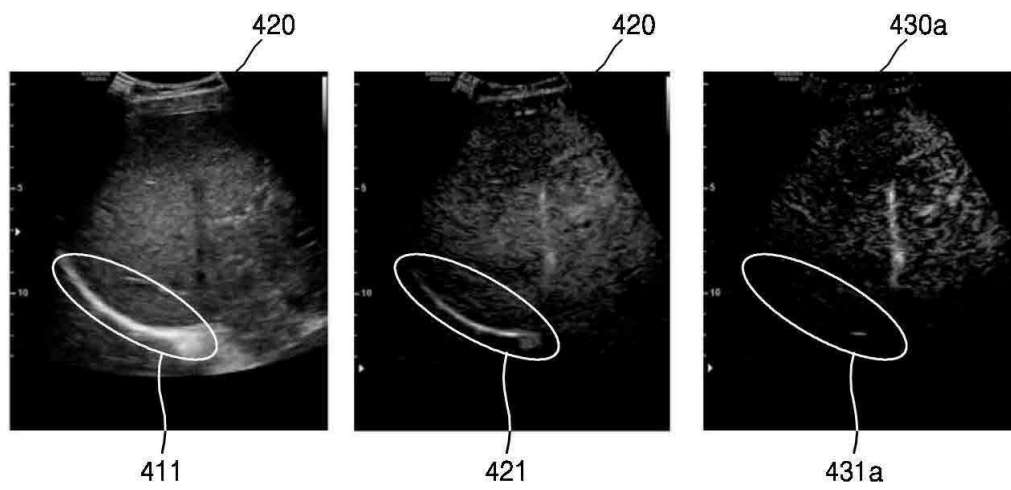
도면2



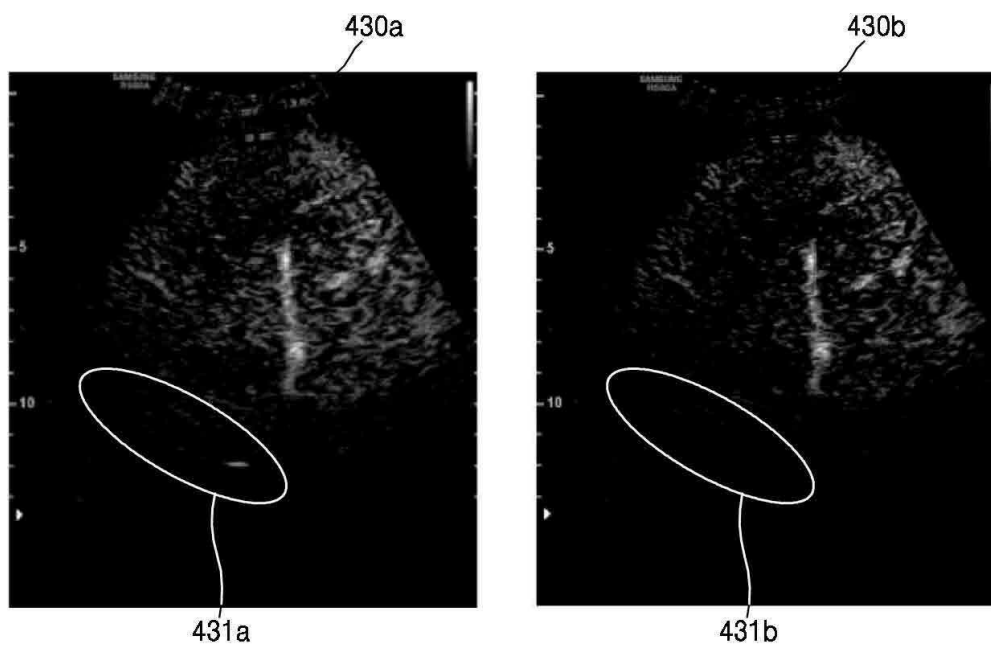
도면3



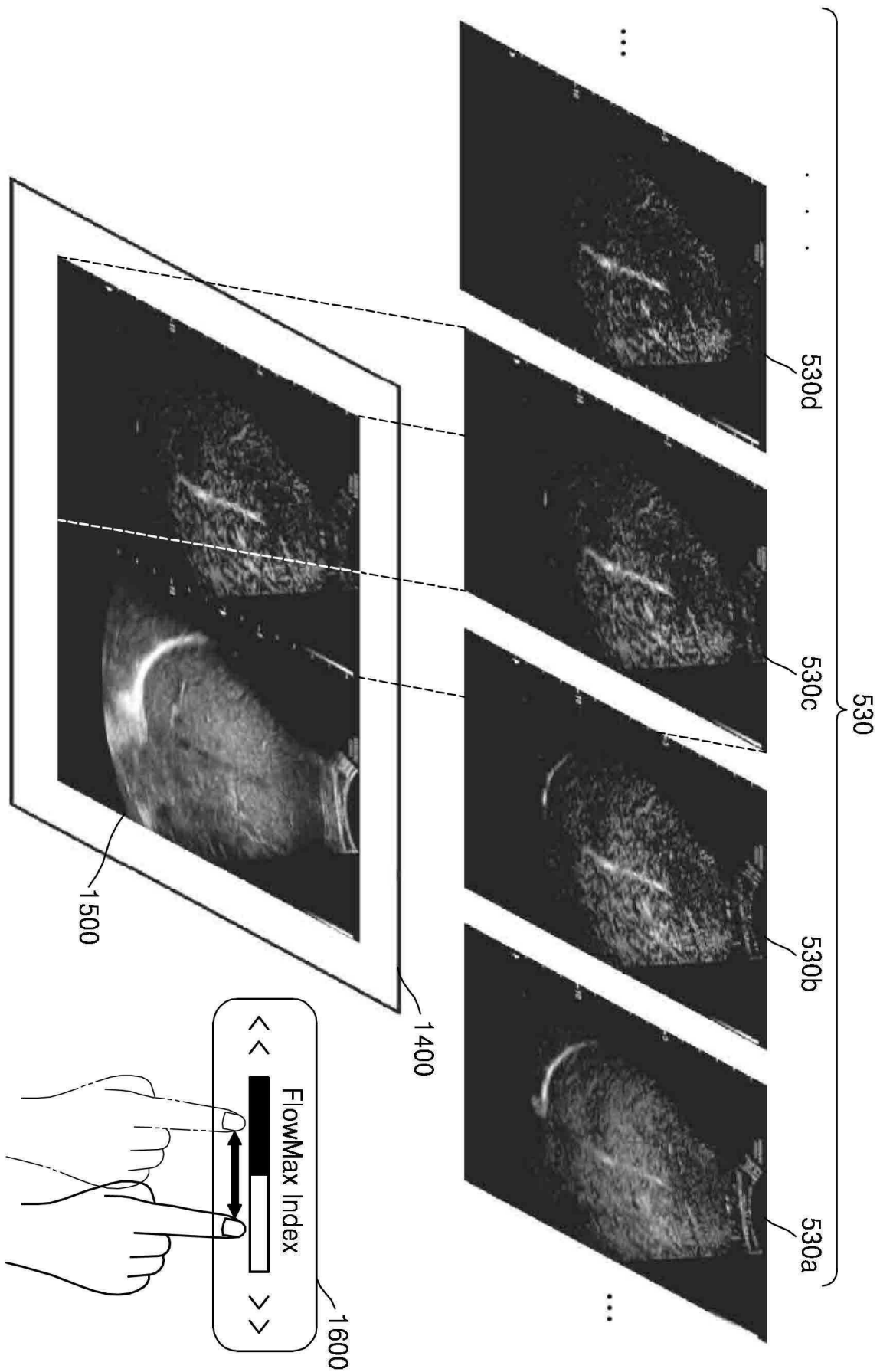
도면4a



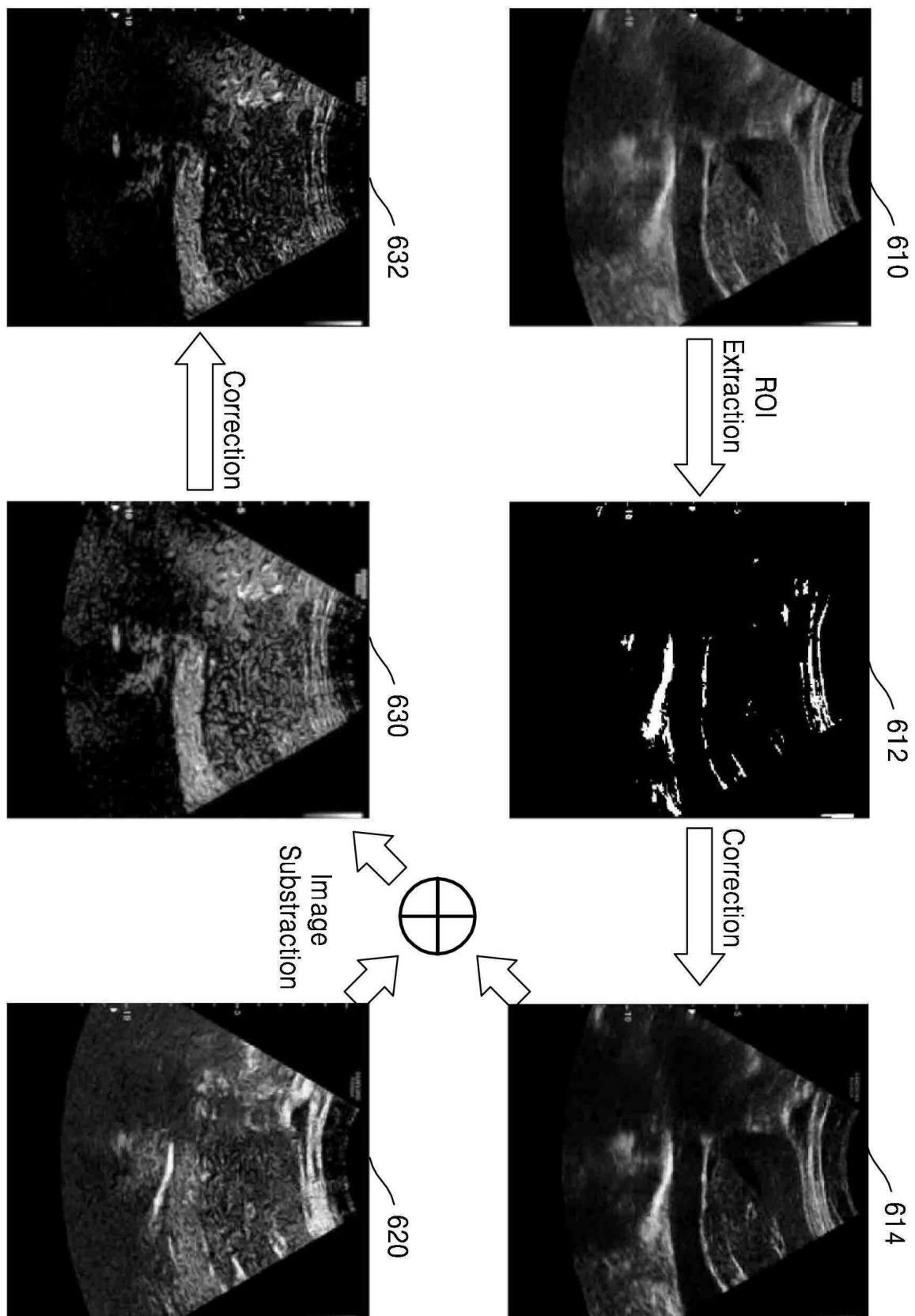
도면4b



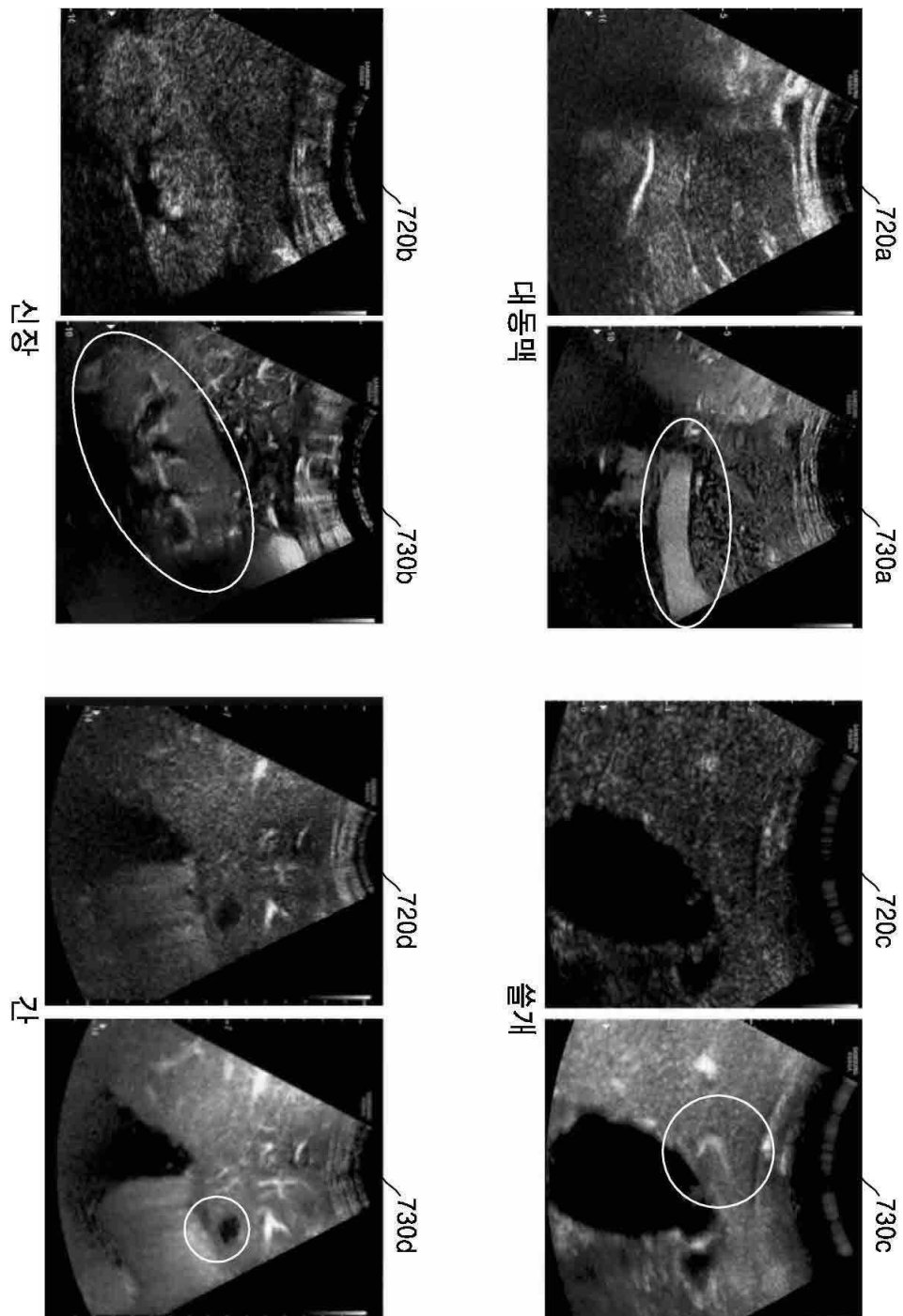
도면5



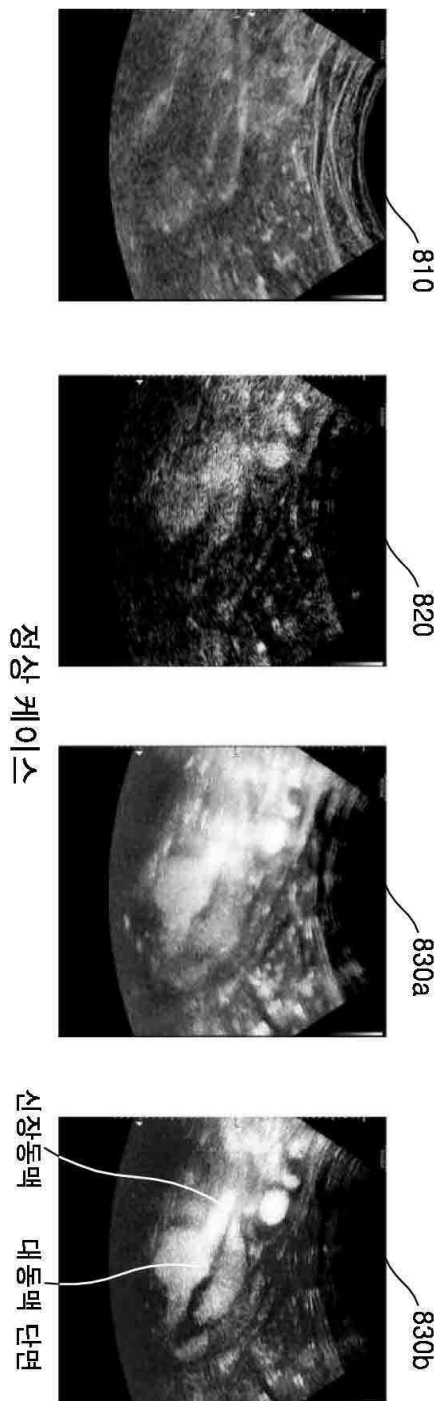
도면6



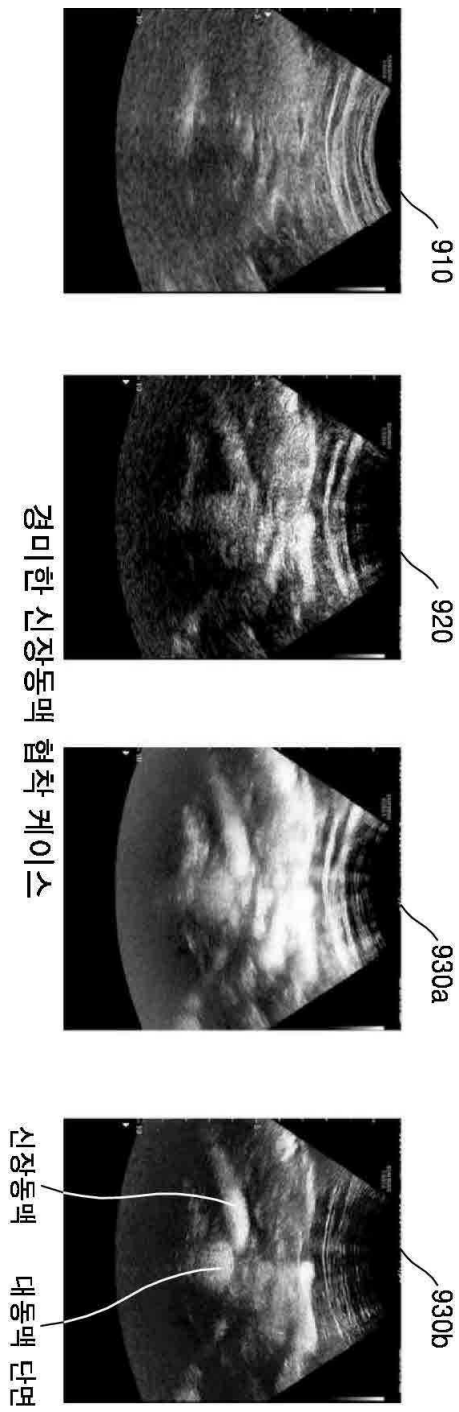
도면7



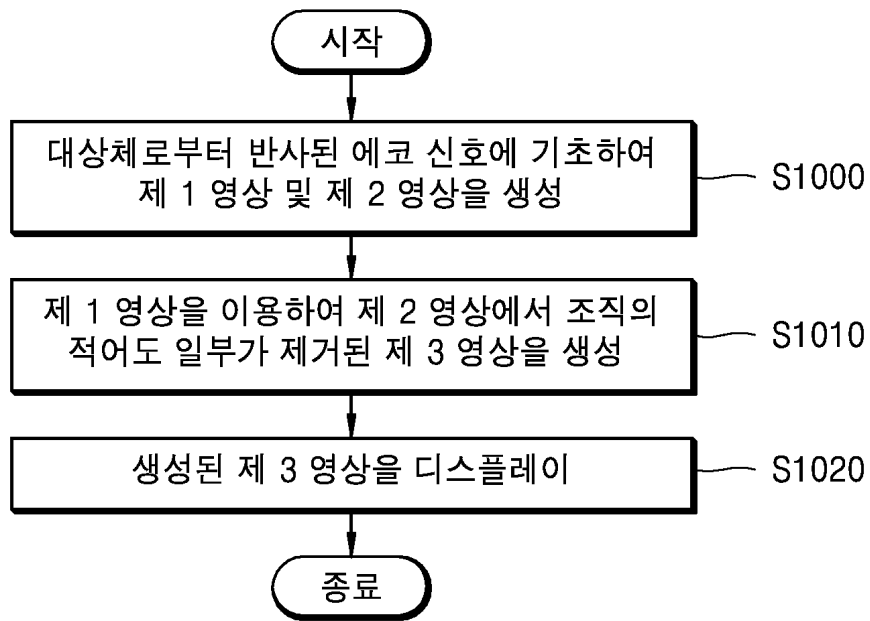
도면8



도면9



도면10



专利名称(译)	标题：超声诊断设备和产生超声图像的方法		
公开(公告)号	KR1020170053103A	公开(公告)日	2017-05-15
申请号	KR1020160030987	申请日	2016-03-15
[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	KANG HO KYUNG 강호경 PARK JONG GEUN 박종근 SOHN KI WON 손기원 BANG WON CHUL 방원철		
发明人	강호경 박종근 손기원 방원철		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B8/14 G06T5/50		
CPC分类号	A61B8/481 A61B8/14 A61B8/463 G06T2207/10132 G06T5/50		
优先权	62/251251 2015-11-05 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了第一图像，其示出了基于从物体和超声诊断设备反射的回波信号的物体的组织，并且其产生了第二图像，其显示了放入物体的造影剂并且产生了第三图像。使用第一图像从第二图像发射组织的至少一部分并且用于显示上述生成的第三图像的图像。

