



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0085016  
(43) 공개일자 2016년07월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 8/06 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)  
A61B 8/08 (2006.01)

(52) CPC특허분류  
A61B 8/06 (2013.01)  
A61B 8/0891 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2015-0001835  
(22) 출원일자 2015년01월07일  
심사청구일자 없음

(71) 출원인  
삼성메디슨 주식회사  
강원도 홍천군 남면 한서로 3366

(72) 발명자  
이재성  
인천광역시 부평구 굴포로 81 (갈산동, 주공1단지 아파트) 101동 306호

(74) 대리인  
특허법인세림

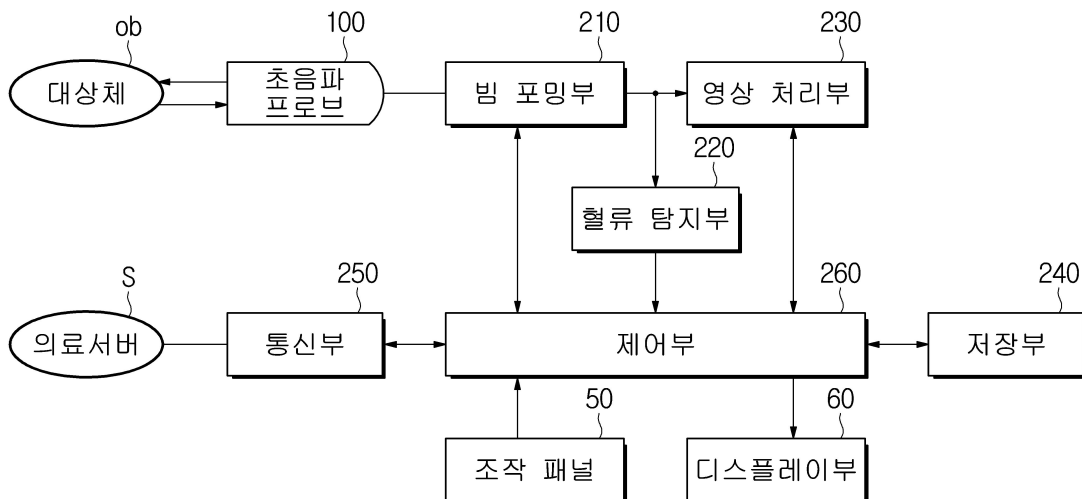
전체 청구항 수 : 총 22 항

(54) 발명의 명칭 초음파 진단 장치 및 그 제어 방법

(57) 요약

초음파 신호를 송수신하는 초음파 프로브와 대상체의 혈류를 탐지하여 혈류 정보를 수집하는 혈류 탐지부와 혈류 정보에 기초하여 대상체의 혈류에 적어도 하나의 집속점을 설정하는 제어부와 적어도 하나의 집속점에 초음파 신호를 집속하는 빔포밍부를 포함하는 초음파 진단 장치를 제공한다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

*A61B 8/543* (2013.01)

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

초음파 신호를 송수신하는 초음파 프로브;  
대상체의 혈류를 탐지하여 혈류 정보를 수집하는 혈류 탐지부;  
상기 혈류 정보에 기초하여 상기 대상체의 혈류에 적어도 하나의 집속점을 설정하는 제어부; 및  
상기 적어도 하나의 집속점에 상기 초음파 신호를 집속하는 빔포밍부;  
를 포함하는 초음파 진단 장치.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,  
상기 혈류 정보는 혈류의 위치 및 혈류의 분포 중 적어도 하나를 포함하는 초음파 진단 장치.

#### 청구항 3

제2항에 있어서,  
상기 혈류 탐지부는 스캔 라인 별로 검출된 상기 혈류의 위치 및 상기 혈류의 분포를 이용하여 혈류맵을 생성하는 초음파 진단 장치.

#### 청구항 4

제1항에 있어서,  
상기 제어부는 스캔라인 별로 상기 적어도 하나의 집속점을 설정하는 초음파 진단 장치.

#### 청구항 5

제4항에 있어서,  
상기 빔포밍부는 상기 스캔라인마다 상기 적어도 하나의 집속점에 상기 초음파 신호가 집속되도록 송신빔을 형성하는 초음파 진단 장치.

#### 청구항 6

제5항에 있어서,  
상기 빔포밍부는 동일한 스캔 라인에 상기 집속점이 복수 개 존재하는 경우, 집속점마다 각각 송신빔을 형성하는 초음파 진단 장치.

#### 청구항 7

제1항에 있어서,  
상기 제어부는 상기 적어도 하나의 집속점에 기초하여 스캔라인 별로 상기 초음파 신호가 집속될 집속 영역을 결정하는 초음파 진단 장치.

#### 청구항 8

제7항에 있어서,  
상기 빔포밍부는 상기 스캔라인마다 결정된 집속 영역에 상기 초음파 신호가 집속되도록 송신빔을 형성하는 초음파 진단 장치.

**청구항 9**

제10항에 있어서,  
상기 제어부는 상기 상기 스캔라인에 조사될 상기 송신빔의 폭을 결정하는 초음파 진단 장치.

**청구항 10**

제9항에 있어서,  
상기 제어부는 상기 송신빔의 폭이 최소가 되도록 송신빔의 집속 위치와 집속 범위를 결정하는 초음파 진단 장치.

**청구항 11**

제1항에 있어서,  
상기 빔포밍부는 합성 구경 빔포밍 방식에 따라 상기 대상체에서 수신한 초음파 신호를 집속하는 초음파 진단 장치.

**청구항 12**

제11항에 있어서,  
상기 대상체에서 수신한 초음파 신호를 저장하는 메모리부를 더 포함하고, 상기 적어도 하나의 집속점에 상기 대상체에서 수신한 초음파 신호가 집속되도록 상기 메모리부에 저장된 초음파 신호를 인출하여 송신 빔포밍하는 초음파 진단 장치.

**청구항 13**

제3항에 있어서,  
상기 혈류 탐지부는 상기 초음파 신호의 스캔라인 별로 상기 혈류 위치를 검출하여, 상기 스캔라인 별로 상기 혈류맵을 생성하는 초음파 진단 장치.

**청구항 14**

제3항에 있어서,  
상기 혈류 탐지부는 상기 적어도 하나의 집속점에 기초하여 생성된 합성 신호에 따라 변화된 혈류 위치를 탐지하고, 상기 변화된 혈류 위치에 기초하여 상기 혈류맵을 업데이트하는 초음파 진단 장치.

**청구항 15**

제3항에 있어서,  
상기 혈류 탐지부는, 클러터 필터를 이용하여 상기 빔포밍부에서 빔포밍된 합성 신호에서 클러터를 제거하는 필터링부;  
클러터가 제거된 합성 신호를 크기 성분으로 변환하여 스캔라인 별로 혈류 세기 정보를 산출하는 흐름 검출부;  
상기 혈류 세기 정보에 기초하여 상기 스캔라인 별로 상기 혈류 위치를 검출하는 위치 탐색부; 및  
상기 스캔라인 별로 검출된 혈류 분포에 따라 상기 혈류맵을 생성하는 맵 관리부를 포함하는 초음파 진단 장치.

**청구항 16**

대상체의 혈류를 탐지하여 혈류 정보를 수집하는 혈류 탐지 단계;  
상기 혈류 정보에 기초하여 상기 대상체의 혈류에 적어도 하나의 집속점을 설정하는 설정 단계; 및  
상기 적어도 하나의 집속점에 초음파 신호를 집속하는 빔포밍 단계;  
를 포함하는 초음파 진단 장치의 제어 방법.

**청구항 17**

제16항에 있어서,

상기 설정 단계는 상기 초음파 신호의 스캔라인별로 상기 적어도 하나의 집속점을 설정하는 단계;를 더 포함하는 초음파 진단 장치의 제어 방법.

**청구항 18**

제16항에 있어서,

상기 설정 단계는 하나의 스캔라인에 복수 개의 집속점이 있는 경우, 상기 초음파 신호가 집속될 집속 영역을 결정하는 단계;를 더 포함하고,

상기 빔포밍 단계는 상기 집속 영역에 상기 초음파 신호를 집속하는 초음파 진단 장치의 제어 방법.

**청구항 19**

제16항에 있어서,

상기 빔포밍 단계는 상기 적어도 하나의 집속점에 상기 초음파 신호가 집속되도록 송신빔을 생성하는 송신 빔포밍 단계; 및

상기 적어도 하나의 집속점에 상기 대상체에서 반사되는 에코 신호를 집속시키는 수신 빔포밍 단계;를 포함하는 초음파 진단 장치의 제어 방법.

**청구항 20**

제19항에 있어서,

상기 송신 빔포밍 단계는 하나의 스캔라인에 복수 개의 집속점이 있는 경우 각 집속점별로 상기 송신빔을 생성하는 단계;를 포함하는 초음파 진단 장치의 제어 방법.

**청구항 21**

제19항에 있어서,

상기 결정 단계는 상기 송신빔의 폭이 최소가 되도록 상기 송신빔의 집속 위치와 집속 범위를 결정하는 단계;를 포함하는 초음파 진단 장치의 제어 방법.

**청구항 22**

제16항에 있어서,

상기 혈류 탐지 단계는 상기 초음파 신호의 스캔라인 별로 상기 혈류 위치를 탐지하는 단계; 및

상기 스캔라인 별로 탐지된 상기 혈류 위치에 기초하여 스캔라인 별로 상기 혈류맵을 생성하는 단계;를 포함하는 진단 장치의 제어 방법.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 개시된 발명은 대상체로부터 반사되어 돌아온 에코 초음파 신호를 이용하여 대상체의 내부를 영상화하는 초음파 진단 장치 및 그 제어 방법에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 초음파 진단장치는 대상체의 표면으로부터 체내의 목표 부위를 향하여 초음파 신호를 조사하고, 반사된 초음파 신호(초음파 에코신호)의 정보를 이용하여 연부조직의 단층 영상이나 혈류에 관한 영상을 무침습으로 얻는 장치이다.

[0003] 초음파 진단장치는 X선 영상 장치, 자기 공명 영상 장치, 핵의학 진단장치 등의 다른 화상 진단장치와 비교할

때, 소형이고 저렴하며, 실시간으로 영상을 표시할 수 있고, X선 등의 피폭이 없어 안전성이 높은 장점을 갖고 있어 심장, 복부, 비뇨기 및 산부인과 진단을 위해 널리 이용되고 있다.

[0004] 초음파 진단장치는 빔포밍을 통해 대상체로 송신되는 초음파 신호를 집속할 수 있다. 빔포밍은 초음파 진단 장치에서 생성되는 초음파 영상의 해상도, 대조도, SNR을 결정하는 중요한 요인으로 최적의 초음파 영상을 획득하기 위해서는 빔포밍을 적절히 수행할 필요가 있다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0005] 초음파 영상을 제공하는 초음파 진단 장치 및 그 제어 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

**과제의 해결 수단**

[0006] 일 양상에 따른 초음파 진단 장치는 초음파 신호를 송수신하는 초음파 프로브;와 대상체의 혈류를 탐지하여 혈류 정보를 수집하는 혈류 탐지부;와 혈류 정보에 기초하여 대상체의 혈류에 적어도 하나의 집속점을 설정하는 제어부;와 적어도 하나의 집속점에 초음파 신호를 집속하는 빔포밍부;를 포함한다.

[0007] 혈류 정보는 혈류의 위치 및 혈류의 분포 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0008] 또한, 혈류 탐지부는 스캔 라인 별로 검출된 혈류의 위치 및 혈류의 분포를 이용하여 혈류맵을 생성할 수 있다.

[0009] 또한, 제어부는 스캔라인 별로 적어도 하나의 집속점을 설정할 수 있다.

[0010] 빔포밍부는 스캔라인마다 적어도 하나의 집속점에 초음파 신호가 집속되도록 송신빔을 형성할 수 있다.

[0011] 또한, 빔포밍부는 동일한 스캔 라인에 집속점이 복수 개 존재하는 경우, 집속점마다 각각 송신빔을 형성할 수 있다.

[0012] 또한, 제어부는 적어도 하나의 집속점에 기초하여 스캔라인 별로 초음파 신호가 집속될 집속 영역을 결정할 수 있다.

[0013] 또한, 빔포밍부는 스캔라인마다 결정된 집속 영역에 초음파 신호가 집속되도록 송신빔을 형성할 수 있다.

[0014] 또한, 제어부는 스캔라인에 조사될 송신빔의 폭을 결정할 수 있다.

[0015] 또한, 제어부는 송신빔의 폭이 최소가 되도록 송신빔의 집속 위치와 집속 범위를 결정할 수 있다.

[0016] 또한, 빔포밍부는 합성 구경 빔포밍 방식에 따라 대상체에서 수신한 초음파 신호를 집속할 수 있다.

[0017] 또한, 대상체에서 수신한 초음파 신호를 저장하는 메모리부를 더 포함하고, 적어도 하나의 집속점에 대상체에서 수신한 초음파 신호가 집속되도록 메모리부에 저장된 초음파 신호를 인출하여 송신 빔포밍할 수 있다.

[0018] 또한, 혈류 탐지부는 초음파 신호의 스캔라인 별로 혈류 위치를 검출하여, 스캔라인 별로 혈류맵을 생성할 수 있다.

[0019] 또한, 혈류 탐지부는 적어도 하나의 집속점에 기초하여 생성된 합성 신호에 따라 변화된 혈류 위치를 탐지하고, 변화된 혈류 위치에 기초하여 혈류맵을 업데이트할 수 있다.

[0020] 또한, 혈류 탐지부는, 클러터 필터를 이용하여 빔포밍부에서 빔포밍된 합성 신호에서 클러터를 제거하는 필터링 부;와 클러터가 제거된 합성 신호를 크기 성분으로 변환하여 스캔라인 별로 혈류 세기 정보를 산출하는 흐름 검출부;와 혈류 세기 정보에 기초하여 스캔라인 별로 혈류 위치를 검출하는 위치 탐색부;와 스캔라인 별로 검출된 혈류 분포에 따라 혈류맵을 생성하는 맵 관리부를 포함할 수 있다.

[0021] 일 양상에 따른 초음파 진단 장치의 제어 방법은 대상체의 혈류를 탐지하여 혈류 정보를 수집하는 혈류 탐지 단계;와 혈류 정보에 기초하여 대상체의 혈류에 적어도 하나의 집속점을 설정하는 설정 단계;와 적어도 하나의 집속점에 초음파 신호를 집속하는 빔포밍 단계;를 포함한다.

[0022] 또한, 설정 단계는 초음파 신호의 스캔라인별로 적어도 하나의 집속점을 설정하는 단계;를 더 포함할 수 있다.

[0023] 또한, 설정 단계는 하나의 스캔라인에 복수 개의 집속점이 있는 경우, 초음파 신호가 집속될 집속 영역을 결정하는 단계;를 더 포함하고, 빔포밍 단계는 집속 영역에 초음파 신호를 집속할 수 있다.

- [0024] 또한, 빔포밍 단계는 적어도 하나의 집속점에 초음파 신호가 집속되도록 송신빔을 생성하는 송신 빔포밍 단계;와 적어도 하나의 집속점에 대상체에서 반사되는 에코 신호를 집속시키는 수신 빔포밍 단계;를 포함할 수 있다.
- [0025] 또한, 송신 빔포밍 단계는 하나의 스캔라인에 복수 개의 집속점이 있는 경우 각 집속점별로 송신빔을 생성하는 단계;를 포함할 수 있다.
- [0026] 또한, 결정 단계는 송신빔의 폭이 최소가 되도록 송신빔의 집속 위치와 집속 범위를 결정하는 단계;를 포함할 수 있다.
- [0027] 또한, 혈류 탐지 단계는 초음파 신호의 스캔라인 별로 혈류 위치를 탐지하는 단계;와 스캔라인 별로 탐지된 혈류 위치에 기초하여 스캔라인 별로 혈류맵을 생성하는 단계;를 포함할 수 있다.

**발명의 효과**

- [0028] 상술한 바와 같이 혈류맵에 기초하여 빔포밍을 수행하는 초음파 진단 장치 및 그 제어 방법을 제공함으로써, 사용자에게 혈류가 선명히 표시된 초음파 영상을 제공할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0029] 도 1은 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 외형을 도시한 사시도이다.
- 도 2는 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 제어 블록도이다.
- 도 3은 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 초음파 프로브를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 4는 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 빔포밍부의 일 실시예를 설명하기 위한 블록도이다.
- 도 5는 도 4의 빔포밍부의 송신 빔포밍을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 6는 도 4의 빔포밍부의 수신 빔포밍을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 7는 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 혈류맵의 일례를 도시한 도면이다.
- 도 8는 혈류 탐지부의 일 실시예를 설명하기 위한 제어 블록도이다.
- 도 9은 클러터 필터의 특징을 나타내는 도시한 도면이다.
- 도 10은 도 7의 a스캔라인에서 혈류 위치의 검출을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 11은 도 7의 b 스캔라인에서 혈류 위치의 검출을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 12는 시간에 따른 혈류 흐름의 변화를 도시한 도면이다.
- 도 13은 혈류맵에 기초한 빔포밍 제어의 일 실시예를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 14은 업데이트된 혈류맵을 도시한 도면이다.
- 도 15A는 혈류맵에 기초한 빔포밍 제어의 다른 실시예를 설명하기 위한 제1 도면이다.
- 도 15B는 혈류맵에 기초한 빔포밍 제어의 다른 실시예를 설명하기 위한 제2 도면이다.
- 도 16는 혈류맵에 기초한 빔포밍 제어의 또 다른 실시예를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 17은 제어부(260)의 송신빔 폭 결정의 일 실시예를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 18은 합성 구경 빔포밍 방법에 대하여 개략적으로 설명하기 위한 도면이다.
- 도 19는 초음파 진단 장치의 제어 방법의 일 실시예를 설명하기 위한 순서도이다.
- 도 20은 초음파 진단 장치의 제어 방법의 다른 실시예를 설명하기 위한 순서도이다.
- 도 21는 초음파 진단 장치의 제어 방법의 다른 실시예를 설명하기 위한 순서도이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0030] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다

양한 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.

- [0031] 도 1은 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 외형을 도시한 사시도이고, 도 2는 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 제어 블록도이다.
- [0032] 도 1 및 도 2를 참조하면, 초음파 진단 장치(1)는 초음파 프로브(100), 본체(10), 조작 패널(50), 디스플레이부(60)을 포함할 수 있다.
- [0033] 초음파 프로브(100)는 대상체(ob)의 체표에 접촉하는 부분으로, 대상체(ob)에 초음파 신호를 송신하거나, 대상체(ob)에서 반사되는 초음파 신호를 수신할 수 있다. 즉, 초음파 프로브(100)는 초음파 신호를 적어도 하나의 초음파 빔로 변환하여 대상체(ob)로 송신하고, 대상체(ob)에서 반사되는 에코 초음파를 수신하여 에코 초음파 신호를 출력할 수 있다.
- [0034] 또한, 초음파 프로브(100)는 케이블(30)을 통해 초음파 진단 장치(1)의 본체(10)와 연결되어 본체(10)로부터 초음파 프로브(100)의 제어에 필요한 각종 신호를 입력 받거나, 초음파 프로브(100)가 수신한 에코 초음파 신호에 대응되는 아날로그 신호 또는 디지털 신호를 본체(10)로 전달할 수 있다.
- [0035] 또한, 도 1에는 초음파 프로브(100)가 유선인 것으로 도시되어 있으나 초음파 프로브(100)가 이에 한정되는 것은 아니다. 예를 들어, 초음파 프로브(100)는 무선 프로브(wireless probe)로 구현되어 초음파 프로브(100)와 본체(10) 사이에 형성된 네트워크를 통해 신호를 주고 받는 것도 가능하다.
- [0036] 본체(10)의 하측 전면에는 하나 이상의 암 커넥터(female connector; 45)가 구비될 수 있다. 암 커넥터(45)에는 케이블(30) 일단에 마련된 수 커넥터(male connector; 40)가 물리적으로 결합될 수 있다. 케이블(30)을 통하여 초음파 프로브(100)와 본체(10)는 연결될 수 있다.
- [0037] 한편, 본체(10)의 하부에는 초음파 장치의 이동성을 위한 복수개의 캐스터(11)가 구비될 수 있다. 복수 개의 캐스터(11)를 이용하여 사용자는 초음파 진단 장치(1)를 특정 장소에 고정시키거나, 특정 방향으로 이동시킬 수 있다. 이와 같은 초음파 진단 장치(1)를 카트형 초음파 장치라고 한다.
- [0038] 한편, 도 1 과 달리, 초음파 진단 장치(1)는 원거리 이동 시에 휴대할 수 있는 휴대형 초음파 장치일 수도 있다. 이때, 휴대형 초음파 장치는 캐스터(11)가 구비되지 않을 수 있다. 휴대형 초음파 진단 장치(1)의 예로는 팩스 뷰어(PACS Viewer), 스마트 폰(Smart Phone), 랩탑 컴퓨터, PDA, 태블릿 PC 등이 있을 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.
- [0039] 본체에는 조작 패널(50)이 마련될 수 있다. 조작 패널(50)은 초음파 진단 장치(1)의 동작과 관련된 명령을 입력 받을 수 있는 부분이다. 사용자는 조작 패널(50)을 통해 진단 시작, 진단 부위 선택, 진단 종류 선택, 최종적으로 출력되는 초음파 영상에 대한 모드 선택 등을 수행하기 위한 명령을 입력할 수 있다. 초음파 영상에 대한 모드로는 A-모드(Amplitude mode), B-모드(Brightness mode), C-모드(Color Doppler mode) 영상, D-모드(Doppler mode), E-모드(Elastography mode), 및 M-모드(Motion mode) 등을 예로 들 수 있다.
- [0040] 일 실시예로, 조작 패널(50)은, 도 1에 도시된 바와 같이 본체(10)의 상부에 위치할 수 있다. 이때, 조작 패널(50)은 스위치, 키, 휠, 조이스틱, 트랙볼 및 늑(knop) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0041] 또한, 조작 패널(50)은 서브 디스플레이(51)를 더 포함할 수 있다. 서브 디스플레이(51)는 조작 패널(50)의 일 측에 마련되어 초음파 진단 장치(1)의 조작과 관련된 정보를 표시할 수 있다.
- [0042] 예를 들어, 서브 디스플레이(51)는 초음파 진단 장치(1)의 설정에 필요한 메뉴나 안내 사항 등을 표시하거나, 현재 초음파 진단 장치(1)의 설정을 표시할 수 있다.
- [0043] 이때, 서브 디스플레이(51)는 터치 패널로 구현될 수 있으며, 서브 디스플레이(51)가 터치 패널로 구현된 경우 사용자는 서브 디스플레이(51)를 터치하여 제어 명령을 입력할 수 있다.
- [0044] 이러한 서브 디스플레이(52)는 예를 들어, 액정 디스플레이(Liquid Crystal Display: LCD) 패널, 발광 다이오드(Light Emitting Diode: LED) 패널, 또는 유기 발광 다이오드(Organic Light Emitting Diode: OLED) 패널 등으로 구현될 수 있다.
- [0045] 본체에는 디스플레이부가 마련될 수 있다. 디스플레이부(60)는 초음파 진단 과정에서 얻어진 초음파 영상들을

표시할 수 있다. 디스플레이부(60)는, 도 1에서와 같이 본체(10)와 결합되어 마련될 수 있으나, 본체(10)와 분리 가능하도록 구현될 수도 있다.

- [0046] 조작 패널(50)의 주변에는 초음파 프로브(100)를 거치하기 위한 프로브 홀더(20)가 하나 이상 구비될 수 있다. 따라서, 사용자는 초음파 진단 장치(1)를 사용하지 않을 때, 프로브 홀더(20)에 초음파 프로브(100)를 거치하여 보관할 수 있다.
- [0047] 또한, 디스플레이부(60)는 복수 개의 디스플레이 장치(61, 62)를 포함하여 서로 다른 영상을 동시에 표시할 수 있다. 예를 들어, 제1 디스플레이 장치(61)는 2D 초음파 영상을 표시하고, 제2 디스플레이 장치(62)는 3D 초음파 영상을 표시할 수 있다. 또한, 제1 디스플레이 장치(61)는 B-모드 영상을 표시하고, 제2 디스플레이 장치(62)는 D-모드 영상을 표시할 수도 있다.
- [0048] 또한, 각 디스플레이 장치(61, 62)는 디스플레이 패널(Plasma Display Panel, PDP), 액정 디스플레이(Liquid Crystal Display: LCD) 패널, 발광 다이오드(Light Emitting Diode: LED) 패널, 또는 유기 발광 다이오드(Organic Light Emitting Diode: OLED) 패널, 능동형 유기 발광 다이오드(Active-matrix Organic Light-Emitting Diode, AMOLED) 패널 등과 같은 디스플레이 수단을 채용할 수 있다.
- [0049] 또한, 초음파 진단 장치(1)는 도 2에 도시된 바와 같이 빔포밍을 수행하는 빔포밍부(210), 혈류 정보를 수집하는 혈류 탐지부(220), 초음파 영상을 생성하는 영상 처리부(230), 데이터를 저장하는 저장부(240), 외부 장치와 통신하는 통신부(250), 각 구성을 제어하는 제어부(260)를 포함할 수 있다. 이하, 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(1)의 각 구성에 대하여 상세히 설명한다.
- [0050] 도 3은 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 초음파 프로브를 설명하기 위한 도면이다.
- [0051] 초음파 프로브(100)는 도 3에 도시된 바와 같이 복수의 트랜스듀서 엘리먼트(transducer element)로 이루어진 트랜스듀서 어레이(111)(transducer array)를 포함할 수 있다.
- [0052] 트랜스듀서 엘리먼트는 초음파 신호와 전기 신호를 상호 변환시킬 수 있다. 이를 위해, 트랜스듀서 엘리먼트는 자성체의 자왜효과를 이용하는 자왜 초음파 트랜스듀서(Magnetostrictive Ultrasonic Transducer), 압전 물질의 압전 효과를 이용하는 압전 초음파 트랜스듀서(Piezoelectric Ultrasonic Transducer) 또는 압전형 미세가공 초음파 트랜스듀서(piezoelectric micromachined ultrasonic transducer, pMUT) 등으로 구현될 수 있으며, 미세 가공된 수백 또는 수천 개의 박막의 진동을 이용하여 초음파를 송수신하는 정전용량형 미세가공 초음파 트랜스듀서(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer, 이하 cMUT으로 약칭한다)로 구현되는 것도 가능하다.
- [0053] 한편, 트랜스듀서 어레이(111)는 도 3에 도시된 바와 같이 곡면(convex)으로 배열되는 것도 가능하고, 선형(linear)으로 배열되는 것도 가능하다. 또한, 트랜스듀서 어레이(111)는 다차원(예를 들어, M\*N)으로 구현될 수 있다.
- [0054] 초음파 영상화가 이루어지는 3차원 공간은, 도 3에 도시된 바와 같이, 고도 방향(elevational direction)에 해당하는 z축, 측 방향(lateral direction)에 해당하는 y축 및 축 방향(axial direction)에 해당하는 x축으로 정의될 수 있다.
- [0055] 초음파 진단 장치(1)는 축 방향을 따라 복수 개의 스캔라인을 형성하여 초음파 신호를 송수신하고, 대상체로부터 송신한 초음파 신호에 기초하여 2차원 초음파 영상을 생성할 수 있다.
- [0056] 2차원 초음파 영상의 공간 해상도(spatial resolution)는 축 방향 해상도와 측 방향 해상도에 의해 결정될 수 있다. 축 방향 해상도는 초음파 빔의 축을 따라 나열된 두 물체를 구별할 수 있는 능력을 의미하고, 측 방향 해상도는 초음파 빔의 축과 직각으로 나열된 두 물체를 구별할 수 있는 능력을 의미한다.
- [0057] 측 방향 해상도는 송신하는 초음파 신호의 펄스 폭(pulse width)에 의해 결정되는데, 짧은 펄스 폭을 갖는 고주파 초음파 신호일수록 우수한 측 방향 해상도를 갖는다.
- [0058] 측 방향 해상도와 고도 방향 해상도는 초음파 빔의 폭(width)에 의해 결정되는데, 초음파 빔의 폭이 좁을수록 우수한 측 방향 해상도를 갖는다. 초음파 영상의 해상도, 특히 측 방향 해상도를 향상시키기 위해, 빔포밍부(210)는 복수의 트랜스듀서 엘리먼트로부터 송신되는 초음파 신호를 스캔 라인 상의 집속점(focal point)에 집속시켜 집속점 부근의 해상도를 높일 수 있다. 혹은 프레임 레이트(Frame Rate)가 떨어지는 손해를 감수하고 하나의 스캔 라인에 여러 개의 집속점을 집속시켜 영상 전반적으로 해상도를 높일 수 있다. 반면, 빔포밍부(210)

는 영상화 하고자 하는 모든 영상 점(imaging point)의 위치에 초음파 신호를 집중하여 폭이 좁은 수신 초음파 빔을 형성할 수 있다. 이와 같이 초음파 신호가 집중되도록 송수신 초음파 빔을 형성하는 것을 빔포밍(beam forming)이라 한다.

- [0059] 도 4는 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 빔포밍부의 일 실시예를 설명하기 위한 블록도이다. 도 5는 도 4의 빔포밍부의 송신 빔포밍을 설명하기 위한 도면이고, 도 6는 도 4의 빔포밍부의 수신 빔포밍을 설명하기 위한 도면이다.
- [0060] 빔포밍부(210)는 빔포밍을 수행한다. 빔포밍은 스캔라인 별로 진행될 수 있다. 도 3에 도시된 바와 같이, 2차원 단면 초음파 영상을 획득하기 위해서는 적어도 하나의 스캔라인을 통해 초음파 신호를 송수신하여야 하는 바, 빔포밍은 각 스캔라인 별로 수행될 수 있다.
- [0061] 구체적으로, 빔포밍부(210)는 대상체(ob)로 송신되는 초음파 신호를 집중하는 송신 빔포밍을 수행하는 송신부(211)와 대상체(ob)서 반사된 초음파 신호를 집중하는 수신 빔포밍을 수행하는 수신부(215)를 포함할 수 있다.
- [0062] 송신부(211)는 송신 빔포밍을 통하여 대상체(ob)에 조사될 적어도 하나의 송신빔을 형성할 수 있다. 구체적으로, 송신부(211)는 신호 생성부(212), 제1 지연부(213)를 포함할 수 있다.
- [0063] 신호 생성부(212)는 대상체(ob)로 송신될 초음파 신호인 송신 신호를 생성한다. 이때, 신호 생성부(212)에서 생성되는 송신 신호에 따라 트랜스듀서 어레이(111)에서 생성되는 초음파가 결정되는 바, 송신 신호는 대상체(ob)의 특성, 진단 부위 또는 진단 목적 등과 같은 초음파 진단 장치(1)의 사용 환경에 따라 결정될 수 있다. 또한, 송신 신호는 펄스 형태일 수 있다. 즉, 신호 생성부(212)는 초음파 진단 장치(1)의 사용 환경에 따라 적절한 주파수와 위상을 가지는 펄스를 생성한다.
- [0064] 제1 지연부(213)는 신호 생성부(212)에서 생성된 송신 신호가 집중점에 집중되도록 시간 지연을 적용한다. 즉, 제1 지연부(213)는 송신 신호의 출력 타이밍이 조절하여 집중점에 집중된 송신빔을 형성할 수 있다. 이하, 도 5를 참조하여 송신빔 형성에 대하여 구체적으로 설명한다.
- [0065] 도 5에 도시된 바와 같이 각각의 트랜스듀서 엘리먼트와 집중점 사이의 거리가 다르다. 그러므로, 제1 지연부(213)는 각 트랜스듀서 엘리먼트에서 송출되는 초음파가 동시에 집중점에 도착하도록 각 트랜스듀서 엘리먼트에 입력되는 송신 신호에 적절한 시간 지연(time delay)을 인가한다. 즉, 제1 지연부(213)는 집중점에 가까운 트랜스듀서 엘리먼트에는 송신 신호를 늦게 인가되고, 집중점에서 먼 트랜스듀서 엘리먼트에는 송신 신호를 빨리 인가한다.
- [0066] 이와 같은 시간 지연을 통하여 송신 신호에 따라 생성되는 초음파는 동시에 집중점에 도달한다. 즉, 제1 지연부의 시간 지연에 의하여 집중점에 집중된 송신빔이 형성된다.
- [0067] 한편, 도 3에 도시된 바와 같이 2차원 초음파 영상의 획득을 위해서는 복수 개의 스캔라인이 필요한 바, 송신부(211)는 스캔라인 별로 송신빔을 형성할 수 있다.
- [0068] 트랜스듀서 어레이(111)는 송신빔을 대상체(ob)로 조사하고, 대상체(ob)에서 반사되어 돌아오는 에코 초음파를 수신한다. 수신된 에코 초음파는 각 트랜스듀서 엘리먼트에 의하여 전기적인 초음파 신호로 변환된다. 이와 같이 트랜스듀서 엘리먼트에 의하여 변환된 초음파 신호를 에코 신호라 한다.
- [0069] 다시 도 4를 참조하면, 수신부(215)는 수신 빔포밍을 수행하여 합성 신호를 출력할 수 있다. 수신 빔포밍이란 트랜스듀서 어레이(111)에서 출력되는 에코 신호를 집중점으로 중첩(superposition)하는 것을 의미한다. 구체적으로, 수신부(215)는 전처리부(216), 송신 지연부(217), 합성부(218)를 포함할 수 있다.
- [0070] 전처리부(216)는 에코 신호를 전처리할 수 있다. 전처리부(216)는 에코 신호를 증폭시켜, 에코 신호의 이득(gain)을 조절하거나 대상체(ob)의 깊이에 따른 감쇠를 보상할 수 있다. 이를 위해, 전처리부(216)는 입력되는 신호에 따라 이득(gain) 값을 제어하는 가변 이득 증폭기(variable gain amplifier; VGA)를 포함할 수 있다.
- [0071] 또한, 전처리부(216)는 에코 신호의 잡음을 제거할 수 있다. 이를 위해 전처리부(216)는 에코 신호의 잡음을 제거하기 위한 저역통과필터(Low Pass Filter)를 포함할 수 있다.
- [0072] 송신 지연부(217)는 에코 신호에 소정에 시간 지연을 적용하여 복수 개의 에코 신호 간의 시차를 보정하고, 합성부(218)는 시차가 보정된 복수 개의 에코 신호를 합성한다. 이하, 도 6를 참조하여 시간 지연 및 합성에 대하여 상세히 설명한다.

- [0073] 도 6을 참조하면, 대상체(ob)에서 반사된 초음파는 다시 트랜스듀서 어레이(111)로 돌아간다. 그러므로, 집속점으로 초음파를 송신할 때와 동일하게 집속점에서 돌아오는 에코 초음파의 도달시간도 집속점과 트랜스듀서 엘리먼트 사이의 거리에 의하여 달라진다. 그러므로, 송신 지연부(217)는 시간차를 두고 트랜스듀서 엘리먼트에서 출력되는 에코 신호들에 적절한 지연 시간을 적용하여 복수 개의 에코 신호간 시간차를 보정한다. 즉, 송신 지연부(217)는 집속점과 가까운 트랜스듀서 엘리먼트의 에코 신호는 비교적 길게 지연하여 출력하고, 집속점과 먼 트랜스듀서 엘리먼트의 에코 신호는 비교적 짧게 지연하여 출력하여 복수 개의 에코 신호의 시차를 보정할 수 있다.
- [0074] 합성부(218)는 시차가 보정된 복수 개의 에코 신호를 합성한다. 이때, 합성부(218)는 에코 신호에 가중치를 적용하여 에코 신호를 합성하여, 특정 에코 신호를 상대적으로 강조하거나 상대적으로 감쇠시킬 수 있다. 이때, 가중치는 독립형 빔포밍 방식(data-independent beamforming, fixed beamforming) 또는 적응형 빔포밍 방식(data-dependant beamforming, adaptive beamforming) 등에 의하여 결정될 수 있다.
- [0075] 합성부(218)는 복수 개의 에코 신호를 합성하여 생성된 합성 신호를 출력한다. 이때, 합성부(218)는 합성 신호를 복조(demodulation)하여 출력할 수 있다. 즉, 합성부(218)는 합성 신호를 I(In-phase) 성분 신호와 Q(Quadrature) 성분 신호로 분리하여 출력할 수 있다.
- [0076] 일 실시예에 따른 빔포밍부(210)는 각 스캔라인별로 수신 빔포밍과 송신 빔포밍을 수행하여 복수 개의 합성 신호를 출력할 수 있다. 이때, 각 스캔라인별로 초음파 신호가 집속되는 집속점은 다르게 설정될 수 있다. 각 스캔라인의 집속점은 혈류 정보에 의하여 결정될 수 있다. 혈류 정보에 대해서는 아래에서 상세히 설명한다.
- [0077] 다시 도 2를 참조하면, 영상 처리부(230)는 빔포밍부(210)에서 출력되는 합성 신호에 기초하여 초음파 영상을 생성한다. 예를 들어, 영상 생성부(130)는 합성 신호에 기초하여 A-모드(Amplitude mode) 영상, B-모드(Brightness mode) 영상, C-모드(Color Doppler mode) 영상, D-모드(Doppler mode) 영상, E-모드(Elastography mode) 영상, 및 M-모드(Motion mode) 영상 중 적어도 하나의 영상을 생성할 수 있다.
- [0078] 이때, 영상 처리부(230)는 소프트웨어로 구현될 수도 있으나, 하나 또는 복수 개의 프로세서로 구현될 수 있다. 예를 들어, 영상 처리부(230)는 범용적인 GPU로 구현될 수 있다. 또한, 도 2에서는 영상 처리부(230)가 제어부(260)와 별도로 마련된 것으로 도시되어 있으나, 영상 처리부(230)와 제어부(260)는 하나의 장치로 구현될 수도 있다.
- [0079] 저장부(240)는 초음파 진단 장치(1)의 구동에 필요한 각종 데이터를 저장한다. 예를 들어, 저장부(240)는 초음파 진단 장치(1)의 운용체제 또는 초음파 진단 장치(1)에서 실행되는 각종 어플리케이션을 저장한다. 또한, 저장부(240)는 초음파 진단 장치(1)의 구동에서 발생하는 임시 데이터를 저장할 수도 있다. 예를 들어, 저장부(240)는 영상 처리부(230)에서 생성된 초음파 영상 또는 빔포밍부(210)에서 출력된 합성 신호를 저장할 수 있다. 아울러, 저장부(240)는 혈류 탐지부(220)에 의하여 수집되는 혈류 정보 또는 혈류 정보에 기초하여 생성되는 혈류맵을 저장할 수 있다.
- [0080] 또한, 저장부(240)는, 예를 들어, 고속 랜덤 액세스 메모리(high-speed random access memory), 자기 디스크, 에스램(SRAM), 디램(DRAM), 롬(ROM) 등을 포함할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 또한, 저장부(240)는 초음파 진단 장치(1)와 탈착이 가능한 형태로 구현될 수도 있다. 예를 들어, 저장부(240)는 CF 카드(Compact Flash Card), SD 카드(Secure Digital Card), SM카드(Smart Media Card), MMC(Multimedia Card) 또는 메모리 스틱(Memory Stick)을 포함할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0081] 통신부(250)는 다른 장치와 연결되어 연결된 장치와 데이터를 송수신할 수 있다. 특히, 통신부(250)는 네트워크에 연결된 다른 장치와 연결되어, 영상 정합에 필요한 각종 데이터를 수신할 수 있다. 예를 들어, 통신부(250)는 대상체(ob)의 의료 기록이 저장된 의료 서버(S)와 연결되어, 의료 서버(S)로부터 대상체(ob)에 대한 진단 이력, 치료 일정 등과 같은 의료 정보를 수신할 수 있다. 또한, 통신부(250)는 영상 처리부(230)에서 생성된 초음파 영상을 의료 서버(S)로 전송할 수 있다.
- [0082] 또한, 통신부(250)는 다양한 유/무선 통신 프로토콜에 따라 다른 장치와 데이터를 통신할 수 있으나, 바람직하게는 의료용 디지털 영상 및 통신(DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine) 표준에 따라 데이터 통신할 수 있다.
- [0083] 도 7는 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 혈류맵의 일례를 도시한 도면이고, 도 8는 혈류 탐지부의 일 실시예를 설명하기 위한 제어 블록도이고, 도 9는 클러터 필터의 특징을 나타내는 도시한 도면이다.

- [0084] 도 10은 도 7의 a스캔라인에서 혈류 위치의 검출을 설명하기 위한 도면이고, 도 11은 도 7의 b 스캔라인에서 혈류 위치의 검출을 설명하기 위한 도면이다.
- [0085] 혈류 탐지부(220)는 대상체(ob)의 혈류를 탐지하여 혈류 정보를 수집할 수 있다. 혈류 정보는 혈류의 위치 또는 혈류의 분포에 대한 정보를 의미하는 것으로, 혈류 정보는 스캔라인 별로 획득될 수 있다.
- [0086] 또한, 혈류 탐지부(220)는 혈류 정보에 기초하여 혈류맵을 생성하고, 생성된 혈류맵을 관리할 수 있다. 혈류맵은 혈류의 위치 및 분포에 대한 정보에 이용하여 생성되는 것으로, 초음파 영상 진단 장치(1)는 혈류맵에 기초하여 빔포밍을 수행할 수 있다.
- [0087] 구체적으로, 혈류맵은 초음파 진단 장치(1)에서 생성되는 초음파 영상과 대응되는 구조를 가질 수 있다. 예를 들어, 초음파 프로브(100)의 트랜스듀서 어레이(111)가 곡면(convex) 형상인 경우, 초음파 영상은 부채꼴 모양으로 생성되고, 혈류맵도 도 7에 도시된 바와 같이 초음파 영상과 동일한 부채꼴 형상으로 생성될 수 있다. 이하, 혈류 탐지부(220)의 일 실시예를 설명한다.
- [0088] 도 7 내지 도 9을 참조하면, 일 실시예에 따른 혈류 탐지부(220)는 필터부(221), 흐름 검출부(222), 위치 탐색부(223), 혈류맵 관리부를 포함할 수 있다.
- [0089] 필터부(221)는 클러터 신호(clutter signal)를 제거한다. 빔포밍부(210)가 혈류에 초음파 신호를 집속하더라도 빔포밍부(210)에서 출력된 합성 신호는 혈류에 의하여 반사되는 도플러 신호(Doppler signal)와 혈류 이외의 조직으로부터 반사되는 클러터 신호를 포함한다. 그러므로, 필터부(221)는 미리 설정된 클러터 필터를 이용하여 잡음에 해당하는 클러터 신호를 제거할 수 있다.
- [0090] 클러터 필터는 도 9에 도시된 바와 같이 움직임이 미리 설정된 크기 이하인 클러터 신호 성분을 필터링하고, 혈류에 대응되는 움직임이 큰 도플러 신호만을 출력하는 하이 패스 필터로 구현될 수 있다. 다만, 클러터 필터의 종류가 이에 한정되는 것은 아니다. 클러터 필터는 입력 신호에서 적응적으로 최적의 컷 오프를 선택하는 적응형 필터로도 구현될 수 있다.
- [0091] 즉, 필터부(221)는 빔포밍부(210)에서 출력된 합성 신호에서 클러터 신호가 제외된 도플러 신호만을 출력한다. 이때, 도플러 신호는 I(In-phase) 성분 신호와 Q(Quadrature) 성분 신호로 구성된 것일 수 있다.
- [0092] 흐름 검출부(222)는 필터부(221)에서 출력된 도플러 신호를 크기 성분으로 변환하여 혈류 세기 정보를 산출할 수 있다. 혈류 세기 정보는 스캔 라인 별로 산출될 수 있다. 상술한 바와 같이 빔포밍부(210)는 복수 개의 스캔 라인을 따라 합성 신호를 출력하는 바, 흐름 검출부(222)도 스캔 라인별로 혈류 세기 정보를 산출할 수 있다.
- [0093] 혈류 세기는 도플러 신호의 I(In-phase) 성분 신호와 Q(Quadrature) 성분 신호의 절대 값에 기초하여 산출될 수 있다. 즉, 혈류 세기는 이하의 수학적 식 1에 기초하여 산출될 수 있다.

**수학적 식 1**

$$Y(s, z) = \left\{ \sum_{l=1}^L \sqrt{I_l(s, z)^2 + Q_l(s, z)^2} \right\}$$

- [0094]
- [0095] 여기서,  $l$ 은 도플러 신호의 앙상블 넘버(ensemble number)를 의미하고,  $s$ 는 스캔라인의 넘버,  $z$ 는 스캔라인의 깊이를 의미한다. 즉, 혈류 세기  $Y$ 는 도플러 신호의 I 성분 신호와 Q는 Q 성분 신호의 절대값에 의하여 산출될 수 있다.
- [0096] 구체적으로,  $Y(s, z)$  는  $s$ 번째 스캔라인의  $z$ 깊이의 대응되는 혈류 세기를 나타내고,  $I_l(s, z)$  는  $l$ 번째 앙상블 넘버의 도플러 신호에서  $s$ 번째 스캔라인의  $z$ 깊이의 대응되는 I 성분 신호를 나타내고,  $Q_l(s, z)$  는  $l$ 번째 앙상블 넘버의 도플러 신호에서  $s$ 번째 스캔라인의  $z$ 깊이의 대응되는 Q 성분 신호를 나타낸다.

- [0097] 즉, 혈류 세기 정보는 스캔 라인의 깊이에 따라 생성된다. 구체적으로, 도 7의 a번째 스캔라인은 도 10에 도시된 것과 같은 혈류 세기 정보를 가지며, 도 7의 b번째 스캔라인은 도 11에 도시된 것과 같은 혈류 세기 정보를 가진다.
- [0098] 위치 탐색부(223)는 혈류 세기 정보에 기초하여 혈류의 위치 및 혈류의 분포를 탐색한다. 구체적으로, 위치 탐색부(223)는 혈류 세기가 임계값 이상인 곳을 탐색하여 각 스캔라인 별로 혈류 위치를 탐색할 수 있다. 각 스캔라인 별로 탐색된 혈류 위치에 기초하여 혈류의 분포 정보를 획득할 수 있다. 이때, 임계값은 미리 설정되거나 사용자에게 의하여 결정될 수 있다. 또한, 임계값은 혈류 세기 정보의 분포에 기초하여 동적으로 산출될 수도 있다.
- [0099] 도 10 및 도 11에 도시된 바와 같이, 위치 탐색부(223)는 a 스캔라인에서 임계치 이상의 혈류 세기가 나타나는 깊이 D1을 혈류 위치로 탐색하고, b 스캔라인에서 임계치 이상의 혈류 세기가 나타나는 깊이 D2, 및 D3를 혈류 위치로 탐색할 수 있다. 이와 같이, 스캔라인 별로 혈류의 위치를 탐지하여, 전체적인 혈류의 분포 정보를 획득할 수 있다.
- [0100] 혈류맵 관리부는 위치 탐색부(223)에서 탐색된 혈류 위치 및 혈류 분포에 따라 혈류맵을 생성할 수 있다. 구체적으로, 혈류맵 관리부는 도 7에 도시된 바와 같이 스캔 라인 별로 검출된 혈류 위치 및 혈류의 분포에 따라 혈류맵을 생성한다. 또한, 초음파 프로브(100)의 이동 또는 대상체(ob)의 움직임에 따라 혈류의 위치는 계속하여 변화하는 바, 혈류 탐지부(220)는 상술한 혈류맵 생성 방법에 따라 혈류맵을 계속하여 업데이트할 수 있다.
- [0101] 한편, 혈류맵 생성 방법이 이에 한정되는 것은 아니다. 혈류 탐지부(220)는 혈류의 흐름을 검출하는 각종 방법에 기초하여 혈류맵을 생성할 수 있다. 예를 들어, 혈류 탐지부(220)는 공간 영역법, 주파수 영역법, 영상 비교법 등의 방법으로 탐색된 혈류 위치에 기초하여 혈류맵을 생성할 수 있다.
- [0102] 여기서, 공간 영역법은 초음파 영상에서 혈류로 설정된 영역의 이동을 공간 상에서 상관도를 해석하여 혈류 위치의 이동을 탐지하는 방법이고, 주파수 영역법은 주파수 영역의 신호에 정합 필터를 적용하여 혈류의 위치를 탐지하는 방법이고, 영상 비교법은 초음파 영상의 변화에 기초하여 혈류 위치를 탐지하는 방법이다.
- [0103] 다시 도 2를 참조하면, 제어부(260)는 초음파 진단 장치(1)의 각 구성을 전반적으로 제어한다. 제어부(260)는 하나 또는 복수 개의 프로세서에 해당할 수 있다. 이때, 프로세서는 다수의 논리 게이트들의 어레이로 구현될 수도 있고, 범용적인 마이크로 프로세서와 이 마이크로 프로세서에서 실행될 수 있는 프로그램이 저장된 메모리의 조합으로 구현될 수도 있다.
- [0104] 제어부(260)는 빔포밍부(210)와 영상 처리부(230)를 제어하여 초음파 영상을 생성하고, 생성된 초음파 영상이 표시되도록 디스플레이부(60)를 제어할 수 있다. 또한, 제어부(260)는 혈류맵이 대상체(ob)의 혈류 위치와 혈류 분포를 실시간으로 나타내도록 혈류 탐지부(220)를 제어할 수 있다. 한편, 도 2에는 혈류 탐지부(220)와 제어부(260)가 별도의 구성으로 도시되어 있으나, 혈류 탐지부(220)는 제어부(260) 또는 빔포밍부(210)에 포함될 수 있다.
- [0105] 특히, 제어부(260)는 실시간으로 생성되는 혈류맵에 기초하여 초음파 신호가 혈류에 집중되도록 빔포밍부(210)를 제어할 수 있다. 이하, 제어부의 빔포밍 제어에 대하여 상세히 설명한다.
- [0106] 도 12는 시간에 따른 혈류 흐름의 변화를 도시한 도면이다.
- [0107] 도 12에 도시된 바와 같이, 초음파 프로브(100)의 이동 또는 대상체(ob)의 움직임에 의하여 초음파 프로브(100)와 혈관 간의 상대 위치가 변화하므로, 혈류의 위치 및 분포는 초음파 영상의 획득 중에 계속적으로 변화할 수 있다. 예를 들어, A 위치의 혈류 흐름은 초음파 프로브(100) 또는 대상체(ob)의 이동에 의하여 B 위치로 이동할 수 있다.
- [0108] 그러므로, 초음파 영상에 혈류를 선명하게 표시하기 위해서는 변화된 혈류 위치에 초음파 신호가 집중되도록 빔포밍부(210)를 제어할 필요가 있다. 이를 위해, 제어부(260)는 혈류맵에 기초하여 초음파 신호가 집중될 집중점을 결정하고, 빔포밍부(210)는 제어부(260)에 의하여 결정된 집중점에 초음파 신호가 집중되도록 빔포밍을 수행할 수 있다. 이하, 혈류맵에 기초한 동적인 빔포밍 제어에 구체적인 실시예에 대하여 상세히 설명한다.
- [0109] 도 13은 혈류맵에 기초한 빔포밍 제어의 일 실시예를 설명하기 위한 도면이고, 도 14은 업데이트된 혈류맵을 도시한 도면이다.
- [0110] 제어부(260)는 혈류 탐지부(220)에 생성된 혈류맵에 기초하여 집중점을 결정할 수 있다. 이때, 제어부(260)는

혈류맵의 나타난 혈류 위치에 대응되도록 각 스캔라인 별로 집속점을 결정할 수 있다.

- [0111] 도 13에 도시된 바와 같이, 제어부(260)는 c번째 스캔라인의 집속점 Pc는 혈류가 위치한 Dc1 깊이로 결정하고, d번째 스캔라인의 집속점 Pd는 혈류가 위치한 Dd1 깊이로 결정할 수 있다.
- [0112] 빔포밍부(210)는 제어부(260)의 의하여 결정된 집속점에 초음파 신호가 송신 빔포밍과 수신 빔포밍을 수행한다. 구체적으로, 빔포밍부(210)는 상술한 송신 빔포밍 방법에 따라 집속점에 초음파 신호가 집속되도록 스캔라인 별로 송신빔을 생성할 수 있다. 즉, 빔포밍부는 c 번째 스캔라인에서는 집속점 Pc에 초음파 신호를 집속하여 송신빔을 생성하고, d 번째 스캔라인에서는 집속점 Pd에 초음파 신호를 집속하여 송신빔을 생성하고,
- [0113] 한편, 상술한 바와 같이 초음파 영상을 촬영 시의 혈관 위치는 계속적으로 변화하는 바, 빔포밍부(210)가 수신 빔포밍하여 합성 신호를 출력하면, 혈류 탐지부(220)는 합성 신호에 기초하여 도 14에 도시된 바와 같이 혈류맵을 업데이트 할 수 있다.
- [0114] 제어부(260)는 이와 같이 업데이트된 혈류맵에 기초하여 집속점을 다시 결정할 수 있다. 즉, 제어부(260)는 업데이트된 혈류맵에 따라 c번째 스캔라인의 집속점(Pc)은 혈류가 위치한 Dc2 깊이로 결정하고, d번째 스캔라인의 집속점(Pd)은 혈류가 위치한 Dd2 깊이로 결정할 수 있다.
- [0115] 제어부(260)에 의하여 집속점이 다시 설정되면, 빔포밍부(210)는 다시 설정된 집속점에 따라 송신빔을 생성한다.
- [0116] 이와 같이, 동적으로 혈류맵을 갱신하고, 갱신된 혈류맵에 기초하여 동적으로 집속점을 변경하므로, 선명한 혈류 영상이 포함된 초음파 영상을 제공할 수 있다. 또한, 동적으로 혈류맵을 갱신하고, 갱신된 혈류맵에 기초하여 동적으로 집속점을 변경하여 선명한 혈류 영상을 제공하여 사용자의 혈관 진단을 용이하게 할 수 있다.
- [0117] 한편, 제어부(260)는 상술한 바와 같이 집속점이 변화하는 경우, 초음파 영상에 집속점의 변화를 표시할 수 있다.
- [0118] 도 15A는 혈류맵에 기초한 빔포밍 제어의 다른 실시예를 설명하기 위한 제1 도면이고, 도 15B는 혈류맵에 기초한 빔포밍 제어의 다른 실시예를 설명하기 위한 제2 도면이다.
- [0119] 도 15에 도시된 바와 같이 하나의 스캔라인에 복수 개의 혈류가 위치할 수 있다. 제어부(260)는 이와 같이 하나의 스캔라인에 복수 개의 혈류가 위치한 경우 하나 스캔라인에 복수 개의 집속점을 설정할 수 있다.
- [0120] 이와 같이 제어부(260)가 하나의 스캔라인에 복수 개의 집속점이 설정하면, 빔포밍부(210)는 하나의 스캔라인에 복수 개의 송신빔을 생성할 수 있다. 빔포밍부(210)는 도 15a에 도시된 바와 같이 Dp1깊이에 설정된 집속점 P1에 초음파 신호를 집속시켜 제1 송신빔을 생성하고, 도 15b에 도시된 바와 같이 Dp2깊이에 설정된 제2 집속점(P2)에 초음파 신호를 집속시켜 제2 송신빔을 생성할 수 있다.
- [0121] 그리고, 빔포밍부(210)는 제1 송신빔에 대응한 제1 에코 신호를 빔포밍하여 제1 합성 신호를 출력하고, 제2 송신빔에 대응한 제2 에코 신호를 빔포밍하여 제2합성 신호를 출력한다. 영상 생성부는 제1 에코 신호 및 제2 에코 신호에 기초하여 스캔라인에 대응되는 초음파 영상을 생성할 수 있다. 예를 들어, 영상 생성부는 제1 집속점(P1)과 인접한 부분은 제1 합성 신호에 기초하여 생성하고 제2 집속점(P2)과 인접한 부분은 제2 합성 신호에 기초하여 생성할 수 있다.
- [0122] 도 16는 혈류맵에 기초한 빔포밍 제어의 또 다른 실시예를 설명하기 위한 도면이다.
- [0123] 제어부(260)가 혈류맵에 기초하여 집속점을 결정하는 것으로 설명하였으나, 제어부(260)는 집속점에 기초하여 초음파 집속될 집속 영역을 결정할 수 있다.
- [0124] 도 16에 도시된 바와 같이, 제어부(260)는 혈류맵에 기초하여 복수 개의 집속점(P1, P2)을 설정할 수 있다. 그리고, 제어부(260)는 복수 개의 집속점(P1, P2)에 기초하여 집속 영역(A)을 설정할 수 있다.
- [0125] 이때, 집속 영역(A)은 복수 개 집속점(P1, P2)이 모두 포함되도록 설정될 수 있다. 또한, 도 16에는 하나의 스캔라인의 집속점(P1, P2)이 만을 고려하여 집속 영역(A)이 이 결정되는 것으로 도시되어 있으나, 제어부(260)는 서로 다른 스캔라인의 집속점을 이용하여 집속 영역을 설정할 수 있다.
- [0126] 빔포밍부(210)는 제어부(260)에 의하여 설정된 집속 영역(A)에 초음파 신호가 집속되도록 송신빔을 생성할 수 있다. 초음파 진단 장치(1)는 집속 영역(A)을 설정하여 빔포밍을 수행하므로 빔포밍 속도를 향상시킬 수 있다.

[0127] 도 17은 제어부(260)의 송신빔 폭 결정의 일 실시예를 설명하기 위한 도면이다.

[0128] 제어부(260)는 각 스캔라인 별로 송신빔의 폭을 결정할 수 있다. 상술한 바와 같이 송신빔의 폭이 좁을수록 초음파 영상의 해상도가 높아진다. 송신빔 폭은 초점거리와 구경 크기에 따라 결정되는 바, 제어부(260)는 스캔라인 별 혈류 위치 및 분포에서의 송신빔 폭의 합이 최소화되도록 초점 거리와 구경 크기를 결정할 수 있다.

[0129] 구체적으로, 제어부(260)는 아래의 수학적 2에 기초하여 송신빔의 폭을 결정할 수 있다.

**수학적 2**

$$W = W_1 + W_2 + \dots + W_n$$

[0130]

[0131] 스캔라인 송신빔 폭  $W$ 는 동일한 스캔라인에 위치하는 복수 개의 혈류 위치(1 내지  $n$ )에서의 송신빔 폭( $W_1$  내지  $W_n$ )의 합으로, 스캔라인 송신빔 폭  $W$ 는 스캔라인을 따라 송신되는 송신빔의 폭을 의미한다. 이때,  $k$ 번째 혈류 위치에서의 송신빔 폭은 아래의 수학적 3에 의하여 계산된다.

**수학적 3**

$$\begin{cases} W_k = \frac{1.2 \cdot \lambda}{D} \cdot z_k, & \left( z_k \geq \frac{1.2\lambda \cdot Z_F \cdot D}{1.2\lambda \cdot Z_F + D^2} \right) \\ W_k = D \left( 1 - \frac{z_k}{Z_F} \right), & \left( z_k < \frac{1.2\lambda \cdot Z_F \cdot D}{1.2\lambda \cdot Z_F + D^2} \right) \end{cases}$$

[0132]

[0133] 여기서,  $z_k$ 는  $k$ 번째 혈류의 깊이 위치,  $\lambda$ 는 파장의 길이,  $D$ 는 구경 크기,  $Z_F$ 는 초점거리이다. 수학적 3의  $z_k$ 와  $\lambda$  값은 미리 결정되는 것으로,  $k$ 번째 혈류 위치에서의 송신빔 폭은 구경 크기  $D$ 와 초점거리  $Z_F$ 에 의하여 결정된다.

[0134] 그러므로, 제어부(260)는 복수 개의 송신빔 폭( $W_1$  내지  $W_n$ )의 합이 최소화되도록 구경 크기  $D$ 와 초점거리  $Z_F$  결정하여, 최적의 스캔라인 송신빔 폭  $W$ 를 형성할 수 있다.

[0135] 예를 들어 도 17를 참조하면, 스캔라인을 따라 송신되는 송신빔의 폭  $W$ 는 각각의 혈류 위치에서 송신빔 폭  $W_A$  및  $W_B$ 의 합으로 결정되는 바, 제어부(260)는 스캔라인 송신빔 폭  $W$ 이 최소화되도록 초점거리와 구경 크기를 결정할 수 있다.

[0136] 도 18은 합성 구경 빔포밍 방법에 대하여 개략적으로 설명하기 위한 도면이다.

[0137] 앞서, 빔포밍부(210)는 수신 동적 빔포밍 방법에 의하여 초음파 신호를 집속점에 집속하는 것으로 설명하였으나, 빔포밍부(210)가 이에 한정되는 것이 아니다. 즉, 빔포밍부(210)는 제어부(260)의 의하여 결정된 집속점 또는 집속 위치에 초음파 신호가 집속시키는 다양한 방법의 빔포밍 방법을 채용할 수 있다.

[0138] 예를 들어, 빔포밍부(210)는 일 실시예에 따른 빔포밍부(210)와 달리 송신빔을 형성하지 않고 빔포밍을 수행하는 합성 구경(Synthetic Aperture) 빔포밍 방법에 따라 빔포밍을 수행할 수 있다.

[0139] 합성 구경 빔포밍 방법에 따르면 빔포밍부(210)는 송신빔을 형성하지 않을 수 있다. 합성 구경 빔포밍 방법에 따르면 빔포밍부(210)는 적어도 하나의 트랜스듀서 엘리먼트가 초음파를 송신하도록 제어한다. 이때, 트랜스듀서 엘리먼트에서 송출되는 초음파는 평면파일 수 있다.

[0140] 그리고, 빔포밍부(210)는 대상체(ob)에서 반사되어 돌아온 에코 신호를 순서대로 저장한다. 이때, 빔포밍부(210)는 복수 개의 트랜스듀서 중 선택된 트랜스듀서 엘리먼트에서 출력되는 에코 신호만을 저장할 수 있다. 예를 들어, 빔포밍부는 트랜스듀서 어레이(111)에서 출력되는 에코 신호를 순서대로 기록하여 생성된 제1 에코 신호 집합(ES1)을 저장할 수 있다.

- [0141] 빔포밍부(210)는 초음파를 송수신하는 트랜스듀서 엘리먼트를 변경하면서 연속적으로 에코 신호 집합(ES1 내지 ESn)을 저장할 수 있다. 빔포밍부(210)는 복수 개의 에코 신호 집합의 저장(ES1 내지 ESn)이 종료되면, 각 스캔 라인의 집속점에 초음파 신호가 집속되도록 에코 신호 집합(ES1 내지 ESn)에서 에코 신호를 인출하여 빔포밍을 수행할 수 있다.
- [0142] 예를 들어, 빔포밍부(210)는 도 18에 도시된 바와 같이, 집속점과 가까운 거리의 트랜스듀서 엘리먼트의 에코 신호는 먼저 저장된 것을 인출하고, 집속점과 먼 거리의 트랜스듀서 엘리먼트의 에코 신호는 나중에 저장된 것을 인출하여 빔포밍을 수행할 수 있다.
- [0143] 도 19는 초음파 진단 장치의 제어 방법의 일 실시예를 설명하기 위한 순서도이다.
- [0144] 도 19를 참조하면, 초음파 진단 장치(1)는 혈류맵을 생성한다(510). 구체적으로, 초음파 진단 장치(1)는 대상체 (ob)의 혈류를 탐지하여 혈류 정보를 수집하고, 수집된 혈류 정보에 기초하여 혈류맵을 생성할 수 있다. 혈류 정보 수집 방법은 그 제한이 없다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(1)는 공간 영역법, 주파수 영역법, 영상 비교 법으로 혈류 위치 및 혈류 분포를 검출할 수 있다. 이때, 혈류맵은 초음파 영상을 생성하기 위한 스캔라인을 따라 생성된 복수 개의 혈류 위치 정보 및 분포 정보를 포함할 수 있다.
- [0145] 초음파 진단 장치(1)는 혈류맵에 기초하여 집속점을 설정한다(520). 이때, 집속점은 혈류맵에 나타난 혈류 위치에 설정된다. 상술한 바와 같이 스캔라인 별로 혈류 위치가 상이할 수 있는 바, 각 스캔라인마다 집속점이 다르게 설정될 수 있다. 또한, 하나의 스캔라인에 복수 개의 혈류가 존재하는 경우, 초음파 진단 장치(1)는 혈류 위치 각각에 집속점을 설정할 수 있다.
- [0146] 초음파 진단 장치(1)는 집속점에 초음파 신호를 집속하여 초음파 영상을 생성한다(530). 초음파 신호를 집속하는 빔포밍 방법은 그 제한이 없다.
- [0147] 예를 들어, 초음파 진단 장치(1)는 초음파 신호가 집속점에 집속되도록 송신빔을 생성하여 대상체(ob)에 조사하고, 대상체(ob)에서 반사된 에코 신호를 집속하여 초음파 영상의 각 스캔라인을 생성할 수 있다. 즉, 초음파 진단 장치(1)는 스캔라인을 순회하면서 초음파 송신과 수신을 반복하여 초음파 영상을 생성할 수 있다.
- [0148] 한편, 상술한 바와 같이 동일한 스캔라인에 복수 개의 집속점이 설정된 경우 초음파 진단 장치(1)는 집속점 각각을 기준으로 송신빔을 생성하여 대상체(ob)에 조사할 수 있다. 즉, 동일한 라인에 복수 개의 집속점이 있는 경우 집속점 각각에 송신빔이 조사될 수 있다. 이와 같이 복수 회의 송신빔 조사를 통해 혈류가 선명히 표시된 초음파 영상이 제공될 수 있다.
- [0149] 도 20은 초음파 진단 장치의 제어 방법의 다른 실시예를 설명하기 위한 순서도이다.
- [0150] 도 20을 참조하면, 초음파 진단 장치(1)는 혈류맵을 생성하고(610), 혈류맵에 기초하여 집속점을 설정한다(620).
- [0151] 그리고, 초음파 진단 장치(1)는 집속 영역을 설정할 수 있다(630). 초음파 진단 장치(1)는 복수 개의 집속점에 기초하여 초음파 신호가 집속될 집속 영역을 설정할 수 있다. 이때, 집속 영역은 복수 개의 집속점이 모두 포함되는 크기로 설정될 수 있다.
- [0152] 또한, 집속 영역의 설정에 이용되는 복수 개의 집속점은 모두 동일한 스캔라인에 위치할 수 있으나, 이에 한정되는 것이 아니다. 예를 들어, 집속 영역은 서로 인접한 복수 개의 스캔라인에 위치한 복수 개의 집속점에 기초하여 설정될 수 있다.
- [0153] 초음파 진단 장치(1)는 집속 영역에 초음파 신호를 집속하여 초음파 영상을 생성한다(640). 이때, 집속 영역은 스캔라인 별로 서로 상이하게 설정된 것일 수 있다.
- [0154] 도 21는 초음파 진단 장치의 제어 방법의 다른 실시예를 설명하기 위한 순서도이다. 빔포밍은 실시간으로 획득되는 혈류맵에 기초하여 동적으로 제어될 수 있다.
- [0155] 도 21에 도시된 바와 같이, 초음파 진단 장치(1)는 혈류맵을 업데이트한다(710). 초음파 진단 장치(1)는 혈류맵에 기초하여 설정된 집속점에 초음파 신호를 집속하여 획득한 합성 신호에 기초하여 혈류맵을 실시간으로 업데이트 할 수 있다. 또는, 초음파 진단 장치(1)는 혈류맵에 기초하여 설정된 집속점에 초음파 신호를 집속하여 획득한 합성 신호에 따라 초음파 영상을 생성하고, 상기 생성된 초음파 영상에 기초하여 혈류맵을 실시간으로 업데이트 할 수 있다.

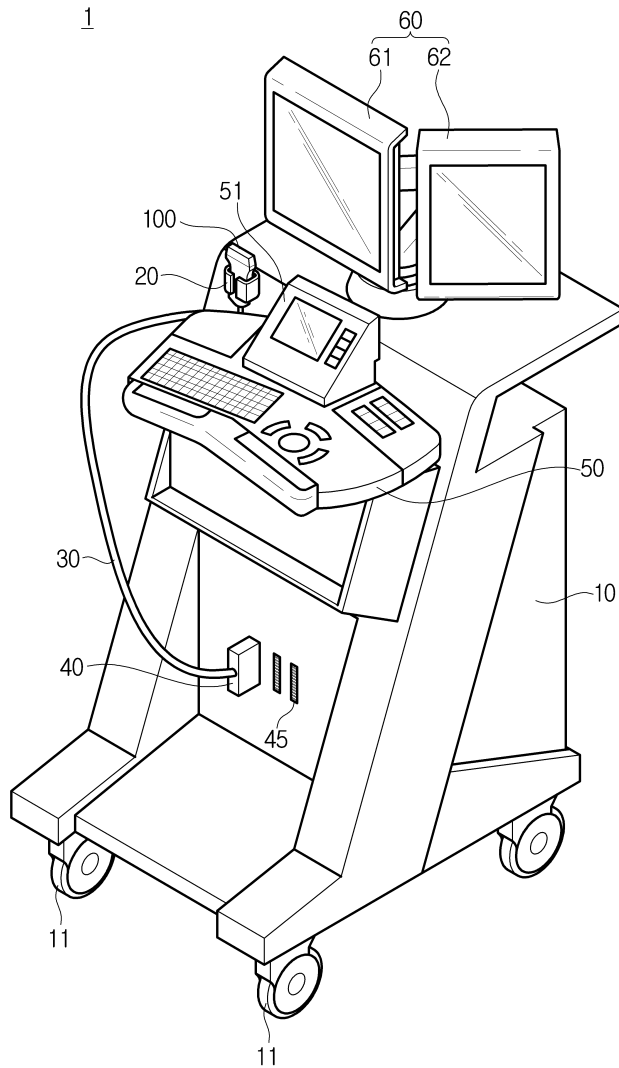
- [0156] 초음파 진단 장치(1)는 업데이트된 혈류맵에 기초하여 집속점을 재설정한다(720). 업데이트된 혈류맵에 나타난 대상체(ob)의 혈류 위치에 집속점을 재설정한다. 이와 같은 재설정 과정은 스캔라인 별로 진행될 수 있다.
- [0157] 초음파 진단 장치(1)는 재설정된 집속점에 초음파 신호가 집속되도록 빔포밍하여 초음파 영상을 획득한다(730). 즉, 초음파 진단 장치(1)는 실시간으로 혈류 위치에 초음파 신호를 집속하여 초음파 영상을 획득한다. 이와 같이 동적으로 빔포밍을 조절하므로, 더 선명한 초음파 영상을 사용자에게 제공할 수 있다.
- [0158] 본원 발명의 실시 예 들과 관련된 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 상기 기재의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로, 개시된 방법들은 한정적인 관점이 아닌 설명적 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 발명의 상세한 설명이 아닌 특허청구 범위에 나타나며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

### 부호의 설명

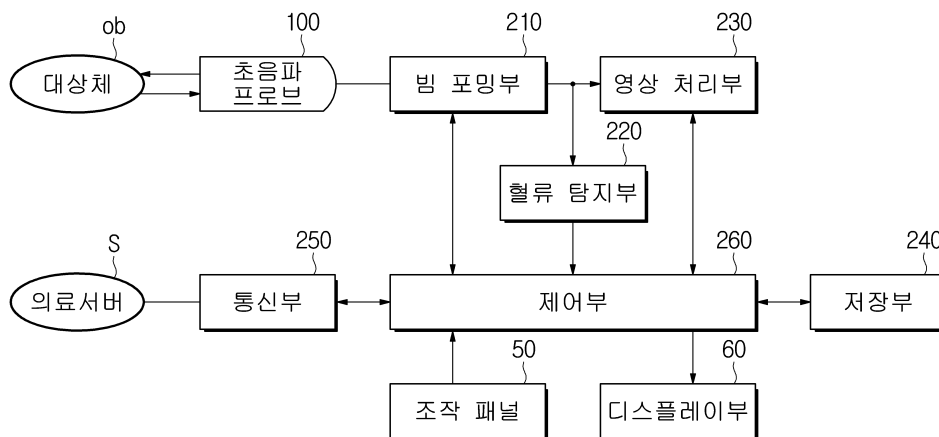
- [0159] 1: 초음파 진단 장치  
 10: 본체  
 50: 조작 패널  
 60: 디스플레이부  
 100: 초음파 프로브  
 210: 빔포밍부  
 220: 혈류 탐지부  
 230: 영상 처리부  
 240: 저장부  
 250: 통신부  
 260: 제어부

도면

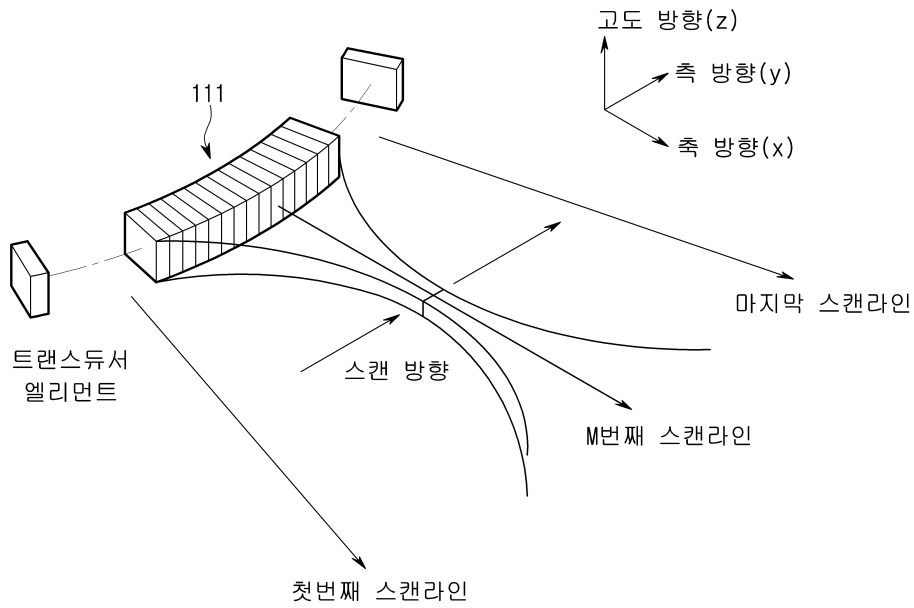
도면1



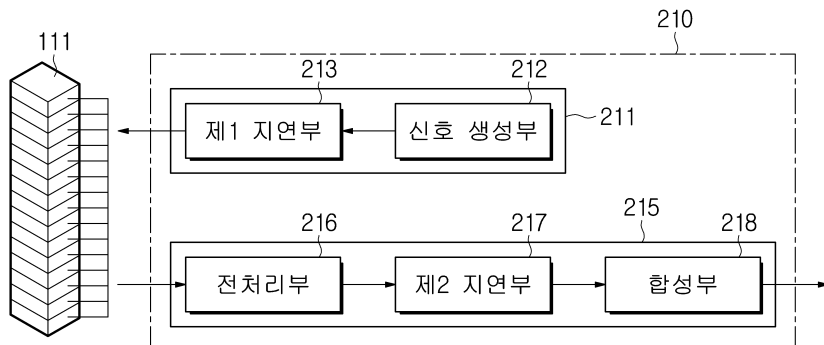
도면2



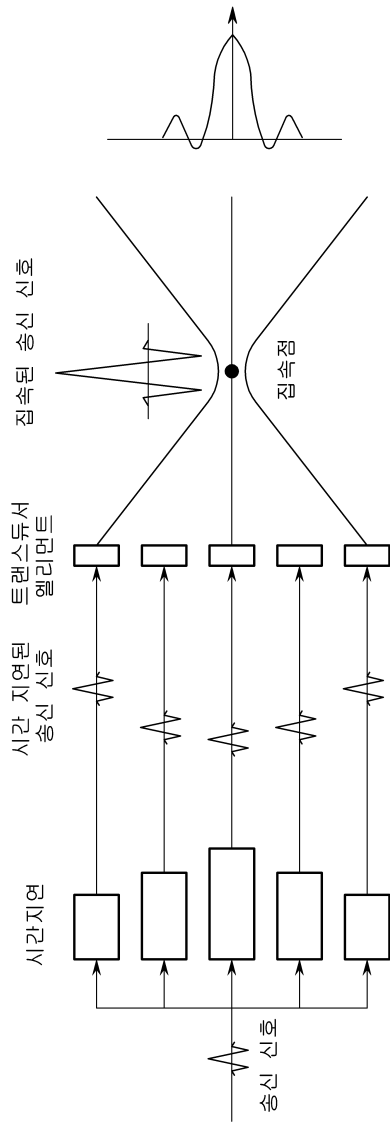
도면3



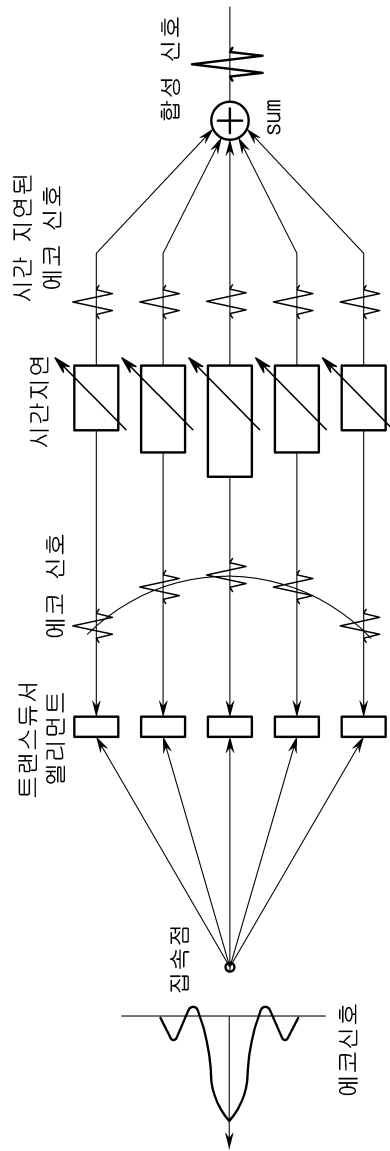
도면4



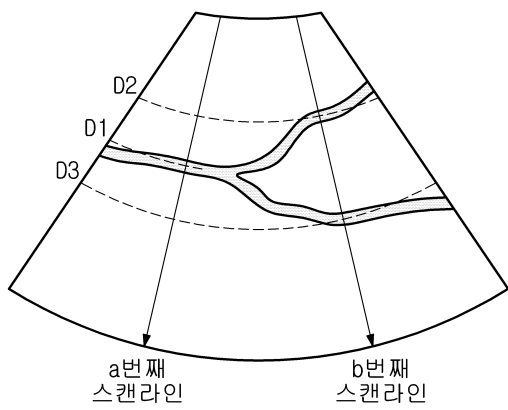
도면5



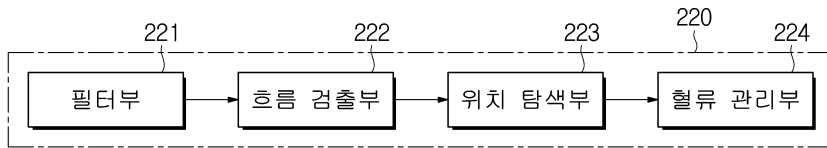
도면6



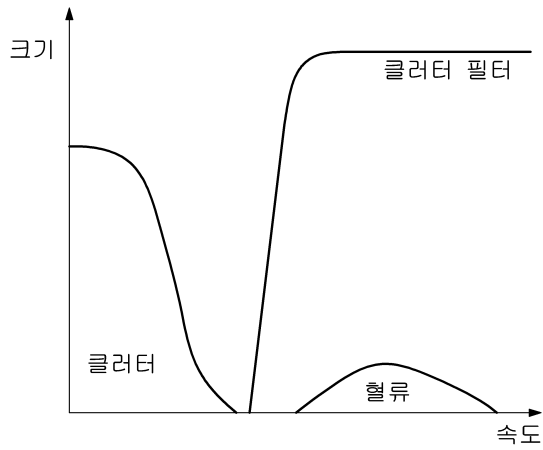
도면7



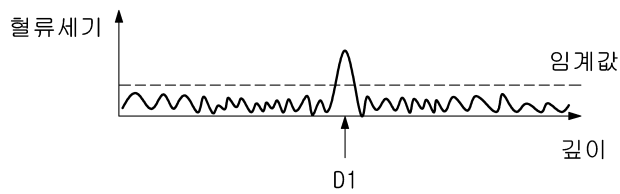
도면8



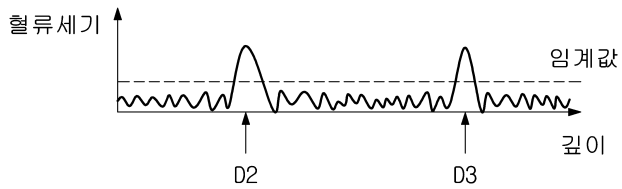
도면9



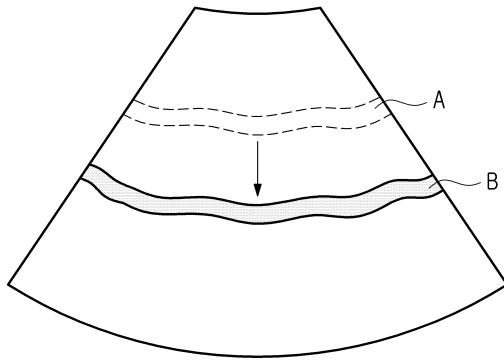
도면10



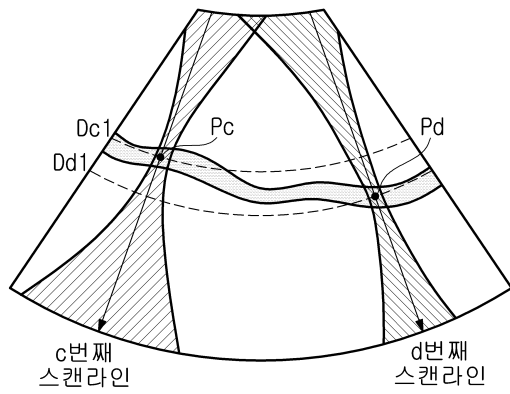
도면11



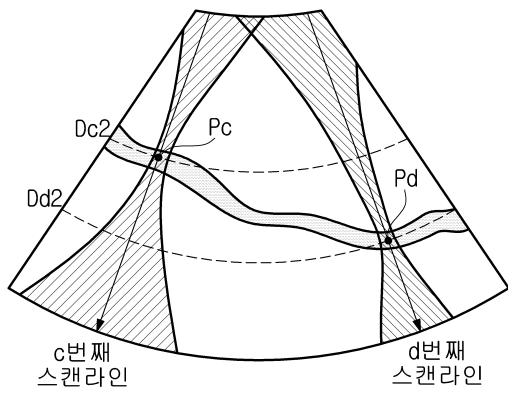
도면12



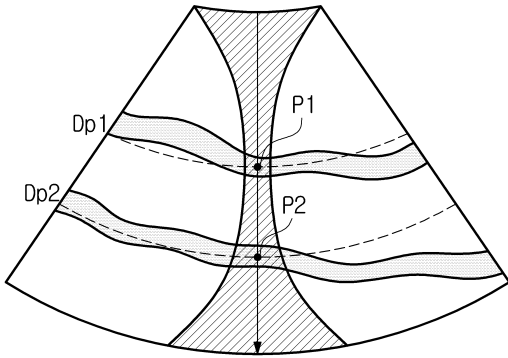
도면13



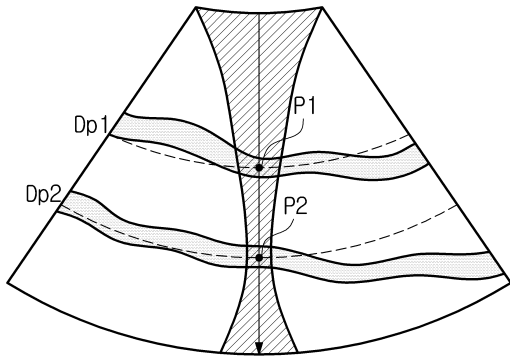
도면14



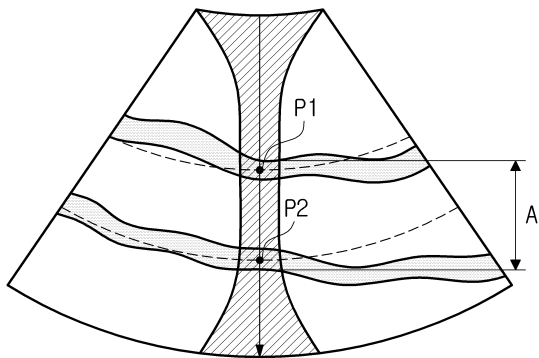
도면15a



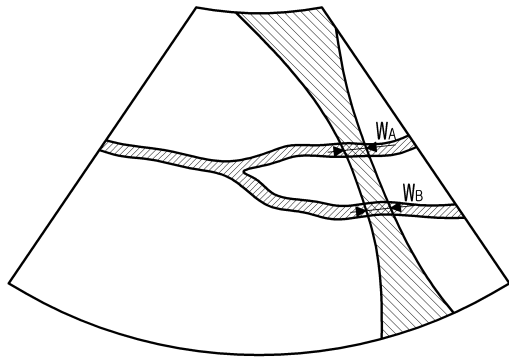
도면15b



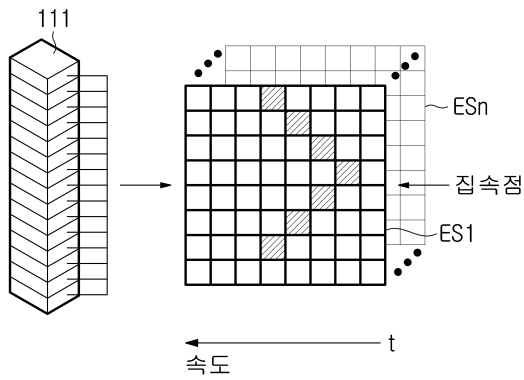
도면16



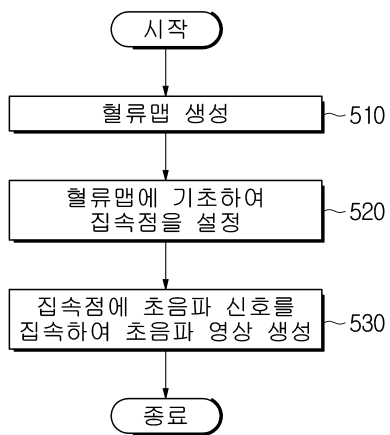
도면17



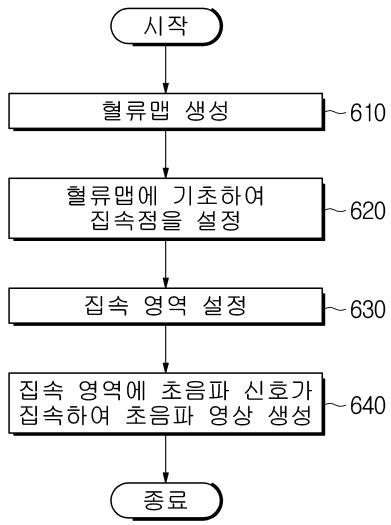
도면18



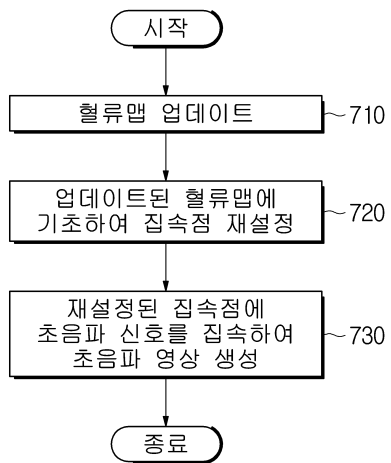
도면19



도면20



도면21



专利名称(译)	标题：超声诊断设备及其控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020160085016A</a>	公开(公告)日	2016-07-15
申请号	KR1020150001835	申请日	2015-01-07
[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	LEEJAE SUNG 이재성		
发明人	이재성		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/543 A61B8/4488 A61B8/465 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/54		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

用于发送和接收超声信号的超声探头，用于检测物体的血流并收集血流信息的血流检测器，用于基于血流信息设置对象的血流上的至少一个聚焦点的控制器，以及用于聚焦超声波束的波束形成单元。

