



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년04월10일  
(11) 등록번호 10-1511083  
(24) 등록일자 2015년04월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2008-0104663

(22) 출원일자 2008년10월24일

심사청구일자 2013년10월11일

(65) 공개번호 10-2009-0042183

(43) 공개일자 2009년04월29일

(30) 우선권주장

1020070107947 2007년10월25일 대한민국(KR)

1020080095110 2008년09월29일 대한민국(KR)

(56) 선행기술조사문헌

JP10127634 A

KR1020000073097 A

KR1019990024624 A

US20080139938 A1

(73) 특허권자

삼성메디슨 주식회사

강원도 홍천군 남면 한서로 3366

(72) 발명자

배무호

서울특별시 송파구 신천로 45, 장미아파트 19동 808호 (신천동)

함정호

서울특별시 강남구 테헤란로108길 42, 연구소 3층 (대치동, 메디슨 빌딩)

(74) 대리인

리앤록특허법인

전체 청구항 수 : 총 14 항

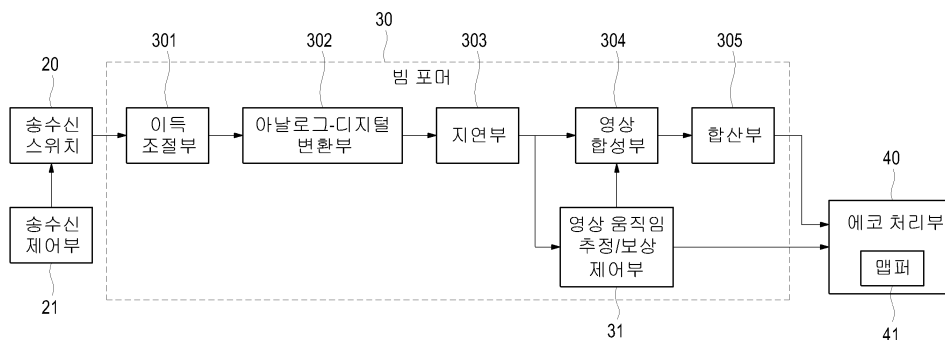
심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 **합성 영상을 이용한 조직 도플러 영상 생성 장치 및 방법**

(57) 요약

스캔라인별로 영상블 개수 만큼의 초음파를 반복적으로 송신하지 않고도 프레임율 저하없이 TDI를 생성할 수 있는 장치 및 방법이 개시된다. 본 발명에 따르면, 비순차적 방식으로 빔을 송신하고 송신빔의 각 송신에 대응하여 수신되는 다수의 수신빔 각각에 대해 스캔라인 인덱스의 증가 방향의 데이터들과 감소 방향의 데이터들로 그룹핑한다. 스캔라인 인덱스의 증가 및 감소 방향에 따른 그룹별로 자기상관을 실시하고, 증가 및 감소 그룹에 대한 자기상관값 각각에 대해 가중치를 적용하고 합산하여 평균 위상을 구한다. 이 평균 위상에 대응되는 각각의 속도, 파워, 분산값 중 적어도 하나를 출력하여 TDI를 생성한다.

대표도 - 도6



**명세서**

**청구범위**

**청구항 1**

조직 도플러 영상(TDI) 생성 장치로서,

비순차적 방식으로 빔을 송신하도록 제어하고 송신빔의 각 송신에 대응하여 수신되는 다수의 수신빔 각각에 대해 스캔라인 인덱스의 증가 방향의 데이터들과 감소 방향의 데이터들로 그룹핑 제어하는 송수신 제어 수단;

스캔라인 인덱스의 증가 및 감소 방향에 따른 그룹별로 자기상관을 실시하고, 증가 및 감소 그룹에 대한 자기상관값 각각에 대해 가중치를 적용하고 합산하여 평균 위상을 구하기 위한 영상 움직임 추정 및 보상 수단; 및

상기 평균 위상에 대응되는 각각의 속도, 파워, 분산값 중 적어도 하나를 출력하여 TDI를 생성하는 영상 생성 수단을 포함하는 조직 도플러 영상 생성 장치.

**청구항 2**

제1항에 있어서,

상기 비순차적 방식은, 다수의 스캔라인을 설정하고, 상기 스캔라인에 대해 순차적인 인덱스를 정의하여, 인덱스의 증가 및 감소가 반복되는 비순차적인 방식으로 상기 스캔라인에 대해서 송신빔의 순서를 설정하고, 설정된 송신 순서에 따라 상기 송신빔을 송신하는 방식인, 조직 도플러 영상 생성 장치.

**청구항 3**

제2항에 있어서,

상기 송수신 제어 수단은, 상기 송신 순서에 따라 송신된 송신빔의 각 송신에 대응되는 다수의 수신빔을 각각 얻어, 상기 인덱스가 증가하는 방향의 증가 그룹과 상기 인덱스가 감소하는 방향의 감소 그룹으로 그룹핑하고,

상기 영상 움직임 추정 및 보상 수단은, 상기 증가 그룹과 감소 그룹 각각의 수신빔들에 대하여 자기상관을 실시하여 그룹별로 수신빔들의 위상을 각각 구하고, 각 그룹별 위상에 가중치를 적용한 후 합산하여 상기 평균 위상을 구하는, 조직 도플러 영상 생성 장치.

**청구항 4**

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 생성된 TDI를 디스플레이하는 수단을 더 포함하는 조직 도플러 영상 생성 장치.

**청구항 5**

제4항에 있어서,

상기 영상 움직임 추정 및 보상 수단은,

스캔라인 인덱스의 증가 및 감소 방향에 따른 그룹별로 자기상관을 실시하고, 상기 증가 및 감소 그룹에 대한 자기상관값 각각에 대해 가중치를 적용하고 합산하여 평균 크기를 구하는 기능을 더 구비하는 조직 도플러 영상 생성 장치.

**청구항 6**

제5항에 있어서,

상기 자기상관은, 픽셀 단위 또는 소정 영역 기반으로 이루어지는, 조직 도플러 영상 생성 장치.

**청구항 7**

제6항에 있어서,

상기 스캔라인 인덱스의 증가는 +2, 감소는 -1인, 조직 도플러 영상 생성 장치.

**청구항 8**

제7항에 있어서,

상기 영상 생성 수단은, 상기 평균 위상 및 평균 크기에 대응되는 각각의 속도, 파워, 분산값을 저장하고 있는 맵퍼를 구비하여, 상기 영상 움직임 추정 및 보상 수단으로부터 상기 평균 위상 및 평균 크기가 입력되면 대응되는 속도값 중 하나를 출력하거나, 파워값 중 하나를 출력하거나, 분산값 중 하나를 출력하거나, 또는 하나의 입력 값에 대응되는 속도값, 파워값, 분산값 중 적어도 2개의 값을 출력하는, 조직 도플러 영상 생성 장치.

**청구항 9**

제4항에 있어서,

상기 TDI는, 2차원 TDI 또는 3차원 TDI 중 하나이며, B-모드 영상과 함께 디스플레이 가능한, 조직 도플러 영상 생성 장치.

**청구항 10**

조직 도플러 영상(TDI) 생성 방법으로서,

다수의 스캔라인을 설정하고, 상기 스캔라인에 대해 순차적인 인덱스를 정의하여, 인덱스의 증가 및 감소가 반복되는 비순차적인 방식으로 상기 스캔라인에 대해서 송신빔의 순서를 설정하는 단계;

상기 설정된 송신 순서에 따라 상기 송신빔을 송신하는 단계;

상기 송신빔의 각 송신에 대응되는 다수의 수신빔을 각각 얻어, 상기 인덱스가 증가하는 방향의 증가 그룹과 상기 인덱스가 감소하는 방향의 감소 그룹으로 그룹핑하는 단계;

상기 증가 그룹과 감소 그룹 각각의 수신빔들에 대하여 자기상관을 실시하여 그룹별로 수신빔들의 위상을 각각 구하고, 각 그룹별 위상에 가중치를 곱하고 합산하여 평균 위상을 구하는 단계; 및

상기 평균 위상에 대응되는 각각의 속도, 파워, 분산값 중 적어도 하나를 출력하여 TDI를 생성하는 단계를 포함하는 조직 도플러 영상 생성 방법.

**청구항 11**

제10항에 있어서,

상기 생성된 TDI를 디스플레이하는 단계를 더 포함하는 조직 도플러 영상 생성 방법.

**청구항 12**

제10항에 있어서,

상기 스캔라인 인덱스의 증가 및 감소 방향에 따른 그룹별로 자기상관을 실시하고, 증가 및 감소 그룹에 대한 자기상관값 각각에 대해 가중치를 곱하고 합산하여 평균 크기를 구하는 단계; 및

상기 평균 위상 및 평균 크기에 대응되는 각각의 속도, 파워, 분산값 중 적어도 하나를 출력하여 TDI를 생성하는 단계를 포함하는 조직 도플러 영상 생성 방법.

**청구항 13**

제10항 내지 제12항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 자기상관은, 각 픽셀 또는 소정의 샘플 단위로 이루어지는, 조직 도플러 영상 생성 방법.

**청구항 14**

제13항에 있어서,

상기 스캔라인 인덱스의 증가는 +2, 감소는 -1인, 조직 도플러 영상 생성 방법.

**발명의 설명**

**발명의 상세한 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 조직 도플러 영상(TDI : Tissue Doppler Imaging) 생성 장치 및 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 합성 영상을 이용하여 조직 도플러 영상을 생성하는 장치 및 방법에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 영상 처리 시스템은 대상체의 영상을 처리하여 디스플레이하는 장치로서, 다양한 분야에서 이용되고 있다. 영상 처리 시스템의 일 예로서, 초음파 진단을 위한 영상 처리 시스템(이하, '초음파 진단 시스템'이라 함)이 있다.

[0003] 초음파 진단 시스템은 피검체의 체표로부터 체내의 소망 부위를 향하여 초음파 신호를 조사하고, 반사된 초음파 신호(초음파 에코신호)의 정보를 이용하여 연부조직의 단층이나 혈류에 관한 이미지를 무침습으로 얻는 장치이다. 이 장치는 X선 진단 장치, X선 CT스캐너, MRI, 핵의학 진단장치 등의 다른 화상진단장치와 비교할 때, 소형이고 저렴하며, 실시간으로 표시 가능하고, X선 등의 피폭이 없어 안전성이 높은 장점을 갖고 있어, 심장, 복부, 비뇨기 및 산부인과 진단을 위해 널리 이용되고 있다.

[0004] 초음파에 대한 혈류와 심근의 반응은 상이하다. 즉, 혈류는 그 움직임이 심근보다 훨씬 빠르지만, 초음파를 반사시키는 능력은 미약하다. 반면에 심근은 움직이는 속도는 느리지만 초음파를 훨씬 강력하게 반사시킨다. 이러한 서로 다른 특성을 이용하여 혈류의 초음파 신호를 제거하면 심근 조직의 속도를 측정할 수 있게 된다. 이를 이용하여 심근의 상태를 평가할 수 있는 것이 '조직 도플러 영상(TDI)'이다.

[0005] TDI는 한 스캔라인을 향해 일정 시간 간격으로 동일한 음장을 송신해서 수신되는 초음파의 위상의 변화를 감지하여 간단하게 자기상관을 써서 평균 도플러 주파수를 찾아, 대상체를 컬러 이미지로 표시한다. 이 TDI를 통해 수축기 및 이완기의 심벽 운동 속도를 객관적으로 평가할 수 있고 부분별로 기능 장애를 평가할 수 있으며 심근 속도를 정량적으로 평가할 수 있어, TDI는 선천성 및 후천성 심질환에서 심기능 추적 관찰에 많은 도움을 주고 있다.

[0006] 종래의 방법에 따라 하나의 TDI 수신 스캔라인을 구성하기 위해서는 계산에 필요한 앙상블 개수(Ensemble Number)만큼 동일한 위치의 송신 스캔라인들이 필요하고, 이로부터 수신된 신호들을 자기상관 등을 수행하여 TDI를 표현한다. 즉, TDI를 얻기 위해서는 한 스캔라인을 향해 앙상블 개수(N) 만큼의 초음파를 반복적으로 송신하고(예컨대, 스캔라인1에 대해 N번의 초음파 송신, 스캔라인2에 대해 N번의 초음파 송신, 스캔라인 3에 대해 N번의 초음파 송신...), 이로부터 수신되는 신호들을 합성하여 TDI를 생성한다. 예컨대, 하나의 TDI를 위해 10개의 수신 스캔라인이 필요하다고 가정하면, 10개의 스캔라인에 대해 앙상블 개수(N) 만큼의 초음파를 반복적으로 송신(10×N번의 초음파 송신)하여야 한다. 따라서, TDI 생성시 많은 시간이 필요하다. 특히 프레임율(Frame Rate)은 ROI(Region of Interest), 앙상블 개수(Ensemble Number), 인터리빙 개수(Interleaving Number) 등에 연관되므로, 스캔라인별로 앙상블 개수 만큼의 초음파를 반복적으로 송신하여 TDI를 얻는 종래의 방법은, 앙상블 개수가 클수록 TDI 생성에 따른 지연 역시 커져 프레임율이 떨어지는 문제점이 있다.

**발명의 내용**

**해결 하고자하는 과제**

[0007] 본 발명의 목적은 스캔라인별로 앙상블 개수 만큼의 초음파를 반복적으로 송신하지 않고도, 합성 영상을 이용하여 고속으로 조직 도플러 영상(TDI)을 생성할 수 있는 장치 및 방법을 제공하는 것이다.

**과제 해결수단**

[0008] 본 발명의 일 특징에 따르면, 스캔라인별로 앙상블 개수 만큼의 초음파를 반복적으로 송신하지 않고도 프레임율 저하없이 TDI를 생성할 수 있는 장치 및 방법이 개시된다. 본 발명에 의하면, 비순차적 방식으로 빔을 송신하고 송신빔의 각 송신에 대응하여 수신되는 다수의 수신빔 각각에 대해 스캔라인 인덱스의 증가 방향의 데이터들과 감소 방향의 데이터들로 그룹핑한다. 스캔라인 인덱스의 증가 및 감소 방향에 따른 그룹별로 자기상관을 실시하고, 증가 및 감소 그룹에 대한 자기상관값 각각에 대해 가중치를 적용하고 합산하여 평균 위상을 구한다. 이 평균 위상에 대응되는 각각의 속도, 파워, 분산값 중 적어도 하나를 출력하여 TDI를 생성한다. 여기서, 비순차적 방식은, 다수의 스캔라인을 설정하고, 설정된 스캔라인에 대해 순차적인 인덱스를 정의하여, 인덱스의 증가 및

감소가 반복되는 비순차적인 방식으로 스캔라인에 대해서 송신빔의 순서를 설정하고, 설정된 송신 순서에 따라 송신빔을 송신하는 방식이다. 상기 평균 위상을 구하는 방식은, 송신 순서에 따라 송신된 송신빔의 각 송신에 대응되는 다수의 수신빔을 각각 얻어, 인텍스가 증가하는 방향의 증가 그룹과 인텍스가 감소하는 방향의 감소 그룹으로 그룹핑하고, 증가 그룹과 감소 그룹 각각의 수신빔들에 대하여 자기상관을 실시하여 그룹별로 수신빔들의 위상을 각각 구하고, 각 그룹별 위상에 가중치를 적용한 후 합산하여 구한다.

**효 과**

[0009] 본 발명에 의하면, 스캔라인별로 앙상블 개수 만큼의 초음파를 반복적으로 송신하지 않고도 기존 방식에 비해 프레임율 저하없이 TDI를 생성할 수 있으며, 사이드 로브 레벨 제거로 인해 서로 다른 위치의 송신 스캔라인들의 데이터를 앙상블로 하여 TDI를 생성할 수 있는 장점이 있다.

**발명의 실시를 위한 구체적인 내용**

[0010] 이하 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들에 대해 상세히 설명한다. 다만, 이하의 설명에서는 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 우려가 있는 경우, 널리 알려진 기능이나 구성에 관한 구체적 설명은 생략하기로 한다.

[0011] 초음파 진단 시스템에서 어레이 트랜스듀서(Array Transducer)를 이용하여 영상을 얻는 경우, 통상적으로는 하나의 송신과 이에 대한 수신을 통하여 영상을 얻는다. 그러나 초음파 합성 영상에서는 스캔라인을 구성하기 위해 이미 수신된 주위의 스캔라인들이 관여된다. 즉, 초음파 합성 영상은 한 개의 스캔라인을 구성하기 위해 한 개의 송신빔 및 그에 대응되는 다수의 수신빔을 이용하여 초음파 영상을 구성한다. 예컨대, 도 1에서 n번째 스캔라인  $S_n$ 을 구성하기 위해, 통상적으로는  $S_n$ 에 대한 송수신을 통해 영상을 얻지만, 초음파 합성 영상의 경우에는 n번째 스캔라인  $S_n$ 을 구성하기 위해 주위의 " $S_{n-m}, S_{n-(m-1)}, \dots, S_n, \dots, S_{n+(m-1)}, S_{n+m}, m > 0$ "들을 조합하여 초음파 영상을 만들어낸다. 도 1에서,  $P_s$ 는 3개의 스캔라인, 즉  $S_{n-1}, S_n, S_{n+1}$  각각의 파면이 중첩된 부분을 표시하고 있다. 이러한 이유로 화면상의  $P_s$ 에 해당하는 픽셀을 구할 때, 초음파 합성 영상의 경우에는 중첩된 부분을 고려하여 초음파 영상을 얻게 된다.

[0012] 초음파 합성 영상은 대상체가 고정되어 있는 경우에는 해상도, 신호대잡음비가 좋지만, 대상체가 움직이는 경우에는 특히 축(Axial) 방향으로 움직이는 경우에 대상체가 실제적으로 목적하는 바와 같이 디스플레이되지 않는다. 즉, 초음파 합성 영상에서는 하나의 스캔라인을 만들어 내기 위해 시간차를 가지는 여러 수신빔들 또는 BiPBF(Bi-directional Pixel Based Focusing)와 같이 하나의 송신빔에 대응하는 다수의 수신빔을 이용하므로, 인체 내 움직임이 발생할 경우 이에 대한 고려없이 빔포밍하게 되면 비간섭성 합(Sum)이 발생하게 된다. 이러한 결과로 해상도와 신호대잡음비가 저하된다.

[0013] 따라서, 현재까지는 초음파 합성 영상 과정을 TDI 생성시 적용할 수 없었다.

[0014] BiPBF 합성 영상 과정은, 다수의 송신 필드로부터의 신호를 이용하여 초음파 송신 파워를 크게 할 수 있는 송신 구경 합성 방법의 하나로, 모든 점들에 대해서 송수신 집속을 가능하게 하는 방법이다. 도 2b에서와 같이 송신 집속 점(Transmit Focal Point)을 가상 소스 엘리먼트(Virtual Source Element)로 보고 해석할 수 있다.

[0015] 도 2a는 B 모드의 송신 필드를 나타내고 있는데, 빔이 어레이 트랜스듀서로부터 방사되어 집속 점에서 수렴하고 이후 제한된 각도를 가지고 구면파 형태로 발산하는 것을 볼 수 있다. 도 2b는 어레이 트랜스듀서의 하나의 가상 소스 엘리먼트가 집속 깊이(Focal Depth)에 위치해 있는 것으로 볼 수 있으며, 이를 기준으로 구면파가 앞뒤로 만들어지는 형태로 볼 수 있다. 도 2c는 영상 점(Imaging Point)에서 2개의 가상 소스들의 송신 필드들이 중첩됨을 보여주고 있는데, 구면 필드 대칭의 중심점에서 하나는 앞에, 다른 하나는 뒤에 나타남을 알 수 있다.

[0016] BiPBF 합성 영상 과정은 다른 합성 영상 과정들에 비해 모든 깊이에서 축(Lateral) 방향 해상도와 사이드 로브로 인한 잡음이 개선되고 송신 필드를 합성함으로써 송신 파워가 증가하고 영상의 신호대잡음비가 개선된다. 그러나, 대상체가 고정된 영상 또는 느리게 움직이는 영상에 대해서만 제한적인 장점을 가질 뿐, 움직임이 많은 경우에는 오히려 해상도가 나빠지게 될 뿐만 아니라 심한 경우 대상체가 사라지는 경우까지 발생하게 된다. 특히, 축 방향의 움직임 보다 축 방향의 움직임이 영향을 많이 주게 된다. 즉, 도 3에서 고정된 대상체에 대해서는 BiPBF 합성 영상(3c)이 상대적으로 단일 송수신 방법(3a)보다 영상의 질이 좋지만, 움직이는 대상체에 대해서는 BiPBF 합성 영상(3d)이 상대적으로 단일 송수신 방법(3b)보다 영상의 질이 나쁜 결과를 보여주고 있다.

[0017] 따라서, BiPBF 초음파 합성 영상 과정을 TDI 생성시 그대로 적용한다면, 특히 움직이는 대상체에 대해서는 영상

의 질이 떨어지게 된다. 이에, 본 발명은 TDI 생성시 BIPBF 초음파와 합성 영상 과정을 적용하여 스캔라인별로 앙상블 개수 만큼의 초음파를 반복적으로 송신하지 않고도 TDI를 생성하되(단일 송수신 방법을 사용하지 않고 합성 영상 과정을 이용함), 특히 합성 영상에서 사이드 로브의 영향을 제거하고 움직임 추정 및 보상하여 그 결과를 바탕으로 TDI를 생성한다. 이렇게 함으로써, 스캔라인별로 앙상블 개수 만큼의 초음파를 반복적으로 송신하지 않고도 프레임을 저하없이 TDI를 생성할 수 있으며, 사이드 로브 레벨 제거로 인해 서로 다른 위치의 송신 스캔라인들의 데이터를 앙상블로 하여 TDI를 생성할 수 있다.

[0018] B(Brightness) 모드 영상에서 축 방향의 움직임을 알아내는 가장 간단하고 신뢰할만한 방법 중 하나는 2D-TDI(Tissue Doppler Image)이다. 2D-TDI는 한 스캔라인을 향해 일정 시간 간격으로 동일한 초음파를 송신해서 수신되는 초음파의 위상의 변화를 감지하여 간단하게 자기상관을 써서 평균 도플러 주파수를 찾는다.

[0019] SAI의 경우도 반복 송신한다는 점에서 2D-TDI와 어느 정도 유사하다. 다른 점은 아주 동일한 음장이 매 번 송신되지 않고 조금씩 다른 음장이 송신된다는 점이다. 매 번 송신하는 음장은 각각의 픽셀의 입장에서는 매 번 파면의 각도가 거의 일정한 각도씩 회전하게 된다. 이러한 회전하는 송신 파면 때문에 매 번 송신으로부터 구성되는 저해상도 영상(LRI : Low Resolution Image)의 사이드 로브가 역시 따라 회전하게 된다. 예컨대, 도 4a 내지 4d는 인접한 몇 개의 송신으로부터의 LRI의 빔 패턴을 나타내는데, 메인 로브를 중심으로 시계방향으로 사이드 로브가 회전하는 것을 볼 수 있다. 즉, 도 4a 내지 도 4d에서는 합성에 관여할 스캔라인 개수가 N=17인 경우에 대해서 각 앙상블 인덱스(자기상관함수에 입력되는 데이터 순서)에 해당하는 저해상도 영상을 얻어 이에 대한 위상을 속도로 바꾼 후 인덱스에 따른 변화를 관측한 것이다. 앙상블 인덱스가 0부터 4씩 증가하여 13까지 각각의 위상변화를 보여주고 있는데(도 4a는 인덱스 1, 도 4b는 인덱스 5, 도 4c는 인덱스 9, 도 4d는 인덱스 13), 움직임이 없는 경우에도 사이드 로브가 메인 로브를 중심으로 시계방향으로 회전하는 것을 볼 수 있다. 이 영상의 결과, 독립된 대상체의 메인 로브의 경우는 거의 조직 도플러(Tissue Doppler)와 동일하게 축 방향의 움직임을 찾을 수 있지만, 그 대상체의 사이드 로브의 위치에서는 움직이지 않은 대상체의 주변에서조차도 잘못된 움직임이 검출되게 된다. 본 실시예에서는 이렇게 잘못 검출되는 현상을 보상하기 위해 송신빔의 새로운 송신 순서(예컨대, 송신빔의 비순차적 송신) 및 자기상관을 통한 위상 검출 방식을 제시하고 이를 통해 움직임을 추정 및 보상하여, 사이드 로브 레벨 제거로 인해 서로 다른 위치의 송신 스캔라인들의 데이터를 앙상블로 하여 TDI를 생성할 수 있게 한다.

[0020] 도 5는 본 발명의 실시예에 따라 조직 도플러 영상(TDI) 생성 장치가 적용되는 초음파 진단 시스템의 구성을 개략적으로 도시한 도면이고, 도 6은 빔포머(30) 및 에코 처리부(41)의 구성을 상세하게 도시한 도면이고, 도 7은 영상 움직임 추정/보상 제어부(31)의 구성을 상세하게 도시한 도면이다.

[0021] 송수신부(10)는 어레이 트랜스듀서(Array Transducer)를 구비하는 프로브(미도시됨)를 포함한다. 프로브는 초음파 신호를 송수신하는 역할을 한다. 송수신부(10)는 초음파 송신부(미도시됨) 및 아날로그 수신부(미도시됨)를 더 구비한다. 어레이 트랜스듀서는 다수의(예를 들어, 128개) 엘리먼트로 구성되어 있고, 초음파 송신부로부터의 전압 인가에 응답하여 초음파 펄스를 출력한다. 초음파 송신부는 어레이 트랜스듀서에 전압 펄스를 인가하여 어레이 트랜스듀서 각각의 엘리먼트에서 초음파 펄스가 출력되도록 한다. 아날로그 수신부는 어레이 트랜스듀서 각각의 엘리먼트에서 출력된 초음파 펄스가 대상체에서 반사되어 돌아오는 반사 신호(에코 신호)를 수신하고, 수신된 반사 신호를 증폭, 에일리어싱(Aliasing) 현상 및 잡음 성분의 제거, 초음파가 신체 내부를 통과하면서 발생하는 감쇄의 보정 등의 처리를 거친다.

[0022] 송수신 스위치(Transmit/Receive Switch)(20)는 초음파 신호를 동일한 어레이 트랜스듀서에서 송신과 수신을 하기 위한 스위치 역할을 한다. 송수신 스위치(20)는 초음파 송신부에서 방출되는 고압의 전력이 수신부에 영향을 주지 않도록 하는 역할을 한다. 즉, 트랜스듀서가 송신 및 수신을 번갈아가며 수행할 때, 초음파 송신부와 아날로그 수신부를 적절히 스위칭해준다.

[0023] 빔포머(30)는 각각의 어레이 트랜스듀서 소자(Element)에 수신된 신호를 수신 집중한다. 구체적으로, 빔포머(30)는 이득 조절부(301)를 통해 아날로그 수신부에 수신된 수신신호의 이득을 보상하고, 아날로그-디지털 변환부(302)가 수신된 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환시킨다. 또한, 지연부(303)에서 아날로그-디지털 변환부(302)로부터 수신된 신호들에 서로 지연량(Amount of Delay)(수신 집중(focusing)을 하려는 위치에 따라 결정됨)을 적용하고, 영상 합성부(304)가 지연된 신호들을 합성함으로써 수신 집중을 수행한다. 합성부(305)는 채널별로 이득 조절, 아날로그-디지털 변환, 지연, 합성된 신호들 전체를 더한다.

[0024] 에코 처리부(40)는 빔포머(30)에서 집중된 수신 스캔라인의 RF 신호를 기저대역신호로 변화시키고 직교 복조기(Quadrature Demodulator)를 사용해서 포락선(Envelope)을 검출하여 하나의 스캔라인에 대한 데이터를 얻는다.

- [0025] 스캔 변환부(50)는 스캔라인 상의 소정의 점으로부터 수신 집속된 데이터를 저장하고 이를 수평 스캔라인 표시 형식의 디스플레이부(60)에서 사용되는 데이터 형식으로 변환시킨다. 즉, 초음파 영상을 디스플레이하기에 적합한 형태로 변환해 준다.
- [0026] 디스플레이부(60)는 영상처리된 초음파 영상을 디스플레이한다.
- [0027] 이상에서는 초음파 진단 시스템에서 초음파 합성 영상을 위한 각 구성요소들의 기능에 대해서 살펴보았다.
- [0028] 본 발명의 TDI 생성 장치는, 초음파 송신빔의 특성화된 배열(즉, 순차적이 아닌 비순차적 방식으로 송신함)과 이에 대응하여 수신되는 수신빔들의 그룹화된 데이터를 자기상관기(311~313)에 입력하여 움직임 추정과 보상에 필요한 데이터(예컨대, 픽셀 또는 샘플 단위의 평균 위상 및 크기 데이터)를 생성하고, 움직임에 대한 평균 위상 및 크기 데이터를 바탕으로 TDI 생성을 위해 요구되는 데이터, 즉 속도(Velocity), 파워(Power), 분산(Variance) 등을 구한다. 일실시예에 따르면, 송수신 제어부(21)는 송수신 스위치(20)를 제어하여 송신빔을 비순차적 방식으로 송신하도록 제어하고(도 8 참조) 이에 대응하여 수신되는 수신빔들에 대해 스캔라인 증가 방향의 데이터들과 감소 방향의 데이터들을 그룹화하고, 스캔라인 증가 방향의 M, N개의 그룹 데이터와 감소 방향의 L개의 그룹 데이터가 자기상관기(도 7의 311~313)에 각각 입력되도록 제어한다. 영상 움직임 추정/보상 제어부(31)의 자기상관기(311~313)는 입력된 스캔라인 인덱스가 증가하는 방향의 증가 그룹 데이터와 스캔라인 인덱스가 감소하는 방향의 감소 그룹 데이터를 가지고 자기상관함수를 이용하여 대상체의 움직임에 대한 위상 및 크기 데이터를 추출하고, 합산부(314)에서 증가 그룹과 감소 그룹의 위상 및 크기 데이터를 합산하여 제어부(315)로 전달하면, 제어부(315)는 증가/감소 그룹 데이터들에 대한 픽셀 또는 샘플 기반의 평균 위상 및 크기 데이터를 생성하여 에코 처리부(40)로 전달한다. 이 픽셀 또는 샘플 기반의 평균 위상 및 크기 데이터가 TDI 생성을 위해 요구되는 데이터이다. 따라서 에코 처리부(40)는 평균 위상 및 크기 데이터에 맞는 속도(Velocity), 파워(Power), 분산(Variance)를 맵퍼(41)를 통해 출력한다. 에코 처리부(40)의 맵퍼(41)는 평균 위상 및 크기 데이터에 대응되는 속도, 파워, 분산 값을 저장하고 있어, 평균 위상 및 크기 데이터가 입력되면, 이에 대응하는 속도값 중 어느 하나를 자동으로 출력하거나, 파워값 중 어느 하나를 자동으로 출력하거나, 분산값 중 어느 하나를 자동으로 출력한다. 또는, 평균 위상 및 크기 데이터에 대응되는 속도, 파워, 분산 값 중 적어도 2개 이상이 자동으로 출력되도록 할 수도 있다. 맵퍼(41)는 영상 후처리(Post-processing) 기능, 즉 향상된 컬러 디스플레이를 위한 작업들(예컨대, Flash Rejection 등)을 더 구비할 수 있다. 스캔 변환부(50)는 맵퍼(50)로부터 전달된 초음파 스캔라인 신호를 모니터 스캔라인 신호로 변환하여 TDI를 디스플레이부(60)에 표시한다. 이때 디스플레이부(60)에 표시되는 TDI는 움직임이 있는 대상체에 대해 움직임이 없는 경우와 같은 높은 해상도를 유지하는 컬러 영상이다. TDI는 2D-TDI 뿐만 아니라, 3D-TDI가 디스플레이 가능하며, 초음파 합성 과정을 통해 생성되는 B-모드 영상과 함께 디스플레이 가능하다.
- [0029] 상기에서 송신빔을 순차적으로 송신하지 않고 비순차적으로 송신한다 함은, 초음파 합성 영상을 위한 복수의 스캔라인(예컨대, 9개의 스캔라인)에 대해 순차적으로 정의된 인덱스(예컨대, 인덱스 0, 인덱스 1, 인덱스 2, ..., 인덱스 8)의 증가 및 감소가 반복되는 비순차적인 방식으로(예컨대, 인덱스 1, 인덱스 0, 인덱스 3, 인덱스 2, 인덱스 5, 인덱스 4...) 송신빔을 송신하는 것이다. 비순차적 방식에 의거한 송신 순서에 따라 송신빔을 송신하여 송신빔의 각 송신에 대응되는 복수의 수신빔을 각각 얻고, 인덱스가 증가하는 방향의 증가 그룹과 인덱스가 감소하는 방향의 감소 그룹으로 그룹핑하여, 증가 그룹과 감소 그룹 각각의 수신빔들에 대하여 자기상관을 실시하여, 각각의 자기상관 결과값에 가중치를 곱하고 합산한다. 이렇게 함으로써 사이드 로브의 영향을 제거할 수 있다. 합산 결과값은 고정된 대상체에 대해서 0이 된다. 그러나, 이동되는 대상체에 대해서는 0이 되지 않는다. 이 값이 이동되는 대상체의 평균 위상 및 크기가 된다.
- [0030] 도 6에서는 상기 영상 움직임 추정/보상 제어부(31)가 빔 포머(30)의 내부에 존재하는 것을 가정하였지만, 영상 움직임 추정/보상 제어부(31)는 빔 포머(30)의 외부에 별도로 존재할 수도 있다. 본 발명은 영상 움직임 추정/보상 제어부(31)의 위치에 한정되지 않는다.
- [0031] 우선 LRI(Low Resolution Image)들을 통하여 움직임이 없는 고정된 영상과 움직임이 있는 영상에 대해서 메인 로브(Main Lobe)와 사이드 로브(Side Lobe)의 위상을 확인해보고, 이후 각각에 대해서 송신빔이 비순차적으로 송신된 상태에서의 결과를 확인해 보기로 한다.
- [0032] 도 9는 BiPBF 합성 영상 과정을 나타낸 것으로, 하나의 합성된 스캔라인을 구하기 위해 N=9의 주위 스캔라인들이 관여함을 보여주고 있고, 스캔라인이 이동, 증가함에 따라 관여된 스캔라인들도 이에 맞추어 이동함을 나타낸다. 0~8은 자기상관을 위한 인덱스 순서(Index Order)이고, N=9는 영상 합성에 관여할 스캔라인 개수로서 자

기상관함수를 이용하여 평균 위상 및 크기를 구하기 위해 필요한 앙상블 개수(Ensemble Number)이다. 임의의  $P_0$  점에서는 파면들이 계속 진행하여 0~8(자기상관함수에 입력되는 데이터 순서, 즉 앙상블 인덱스)에 해당하는 파면들이 중첩되어 영상을 합성한다고 가정할 수 있다.

[0033] LRI는 개수가  $N=9$ 로 0~8까지 스캔라인을 증가하는데, 도 10에서와 같이 각각 인덱스 0, 인덱스 1..... 인덱스 8을 모아서 합성 영상을 구성한 것이다. 위와 같은 경우에는 인덱스 4의 영상이 전통적 단일 송수신 초점 영상으로 볼 수 있다.  $N=9$ 인 경우, 9장의 LRI를 얻어서 이에 대한 위상의 변화를 볼 수 있다.

[0034] 도 11a는 BiPBF RF 영상을 나타내고, 도 11b는 BiPBF 합성 영상 과정을 통해 고정된 대상체에 대해서 단순히 자기상관 결과를 보여준다. 도 11b에서, 메인 로브는 위상의 변화가 없기 때문에 자기상관 결과에서 블랙홀(Black Hole) 형태로 보이지만, 고정된 대상체임에도 불구하고 사이드 로브의 영향 때문에 위상이 변화됨을 볼 수 있다. 또한, 메인 로브로 가까워질수록 위상의 변화가 작아지는 것을 볼 수 있다. 이는 대상체의 고정 또는 움직임에 관계없이 사이드 로브의 위상 변화의 영향들을 최소화해야 한다는 것을 의미하고, 단순히 사이드 로브의 영향을 고려하지 않고 자기상관하여 움직임을 찾을 경우 고정된 대상체도 움직임이 있는 형태의 결과를 보게 된다.

[0035] LRI를 통해서 도 12와 같은 결과가 나올 수 있다. 도 12는 전체적으로 RF 데이터의 위상을 보여 주고, 이중 "12a"는 도 10의 인덱스 0인 LRI0의 위상이고, "12b"는 인덱스 1인 LRI1의 위상이며, "12c"는 인덱스 8인 LRI8의 위상을 보여 주고 있다. 도 12에서는 위상의 상대적 변화를 확인하기 용이하도록 스캔라인을 4개, 즉 L0~L3으로 표시하였다. "L0"는 같은 위치를 표시하기 위한 것이고, "L1~L3"까지는 사이드 로브 관련하여 변화된 위상을 보여주기 위한 것이다. 결과에서 보듯이 LRI0에서 LRI1로 가면서 위상이 변화하였음을 볼 수 있고, 위쪽으로 움직임(즉, 위상)이 많이 변화되었음을 알 수 있다. 즉, LRI8은 "LRI0 → LRI1 → LRI2 → LRI3.. → LRI8" 형태로 누적되어 있으므로, LRI0에 비해 위상 변화가 많이 이루어졌음을 알 수 있다. 사이드 로브 관련하여 변화된 결과와 더불어 메인 로브 부분은 위상 변화가 거의 없음을 볼 수 있다.

[0036] 이상에서는 고정된 대상체에 대한 자기상관과 LRI 실험을 통해 사이드 로브에 대한 문제점과 영향들을 확인할 수 있었다. 이하에서는 본 발명의 실시예에 따라, 고정된 대상체에 대해 비순차적인 방식으로 빔을 송신하고 이에 대응하여 수신되는 빔들에 대해 자기상관을 실시하는 과정을 구체적으로 살펴보기로 한다.

[0037] 송신빔을 비순차적 방식으로 송신하는 이유는, 순차적으로 송신된 빔들에 대응하여 수신되는 빔들을 가지고 자기상관함수를 통해 픽셀 단위로 위상과 크기를 구하게 되면, 대상체가 움직이지 않은 경우에는 속도가 0m/s로 나와야 이상적이지만, 사이드 로브의 영향으로 속도 성분이 검출되기 때문이다. 즉, 고정된 대상체의 경우 송신빔이 순차적으로 증가하면 대상체의 메인 로브의 위상은 변하지 않지만, 사이드 로브의 위상은  $x, y$  공간에서 보면 일정한 패턴을 가지고 회전하게 된다. 이 결과를 가지고 보상을 할 경우에 보다 정확한 보상이 이루어지지 않기 때문에 이를 고려해야 한다. 따라서, 본 발명에서는 사이드 로브의 영향들을 최소화하기 위해 송신빔을 순차적으로 송신하지 않고 비순차적인 방식으로 송신하고 이에 대응하여 수신되는 빔들을 가지고 자기상관한다.

[0038] 도 8은 비순차적으로 송신된 송신빔의 형태를 보여주고 있는데, 스캔라인 인덱스가 증가하는 방향의 증가 그룹과 스캔라인 인덱스가 감소하는 방향의 감소 그룹으로 나누고, 증가, 감소의 값은 증가가 +2, 감소가 -1이 되는 바와 같이 서로 다른 것을 보여 주고 있다. 예를 들어, 송신을 인접한 스캔라인대로 순차적으로 1,2,3,4..처럼 순차적으로 송신하지 않고, 예컨대 2,1,4,3,6,5..의 순서로(비순차적 송신), 송신 스캔라인의 증감이 한 번은 -1, 다음은 +2의 차이가 나도록 송신한다. 이 경우, 첫 번째 송신과 두 번째 송신 각각에 대응하여 수신된 수신빔의 위상차를 구한 것을  $a(1,3)$ 으로 표현한다면, 정지한 대상체의 사이드 로브의 위치의 픽셀에서  $a(2,4)$ ,  $a(3,5)$ ,  $a(8,10)$  등을 써서 구한 평균 위상차를 B(즉, +2 차이가 나는 B 그룹), 또한  $a(2,1)$ ,  $a(4,3)$ ,  $a(6,5)$  등을 써서 구한 평균 위상차를 A(즉, -1 차이가 나는 A 그룹)로 그룹핑하여 표현할 수 있다. 정지한 대상체의 경우 각각의 평균 위상차를 A(스캔라인 인덱스가 감소하는 방향의 감소 그룹)와 B(스캔라인 인덱스가 증가하는 방향의 증가 그룹)로 표현하면, 근사적으로 하기의 [수학식 1]과 같이 된다.

**수학식 1**

[0039]  $B = -2A$

**수학식 2**

$$A + \frac{1}{2} \times B = 0$$

[0040]

[0041]

[수학식 2]로부터 매 픽셀마다 A와 B의 위상차를 따로 구한 다음 각각의 가중치(예컨대, A 그룹에 대해서는 가중치 '1', B 그룹에 대해서는 가중치 '1/2')를 곱하고 그것들을 합하면 사이드 로브의 회전으로 인한 잘못된 움직임 검출을 상쇄시킬 수 있다. 아울러, 대상체가 실제로 움직이는 경우, 비록 송신 스캔라인의 순서가 바뀌어도 매 송신 때마다 실제로 대상체가 다가오거나 멀어지므로 이로 인한 위상의 회전은 하기의 [수학식 3]과 같이 되어 상기와 같이 가중치를 곱하고 이를 합하면 평균 위상을 구할 수 있고, 이를 바탕으로 일반 2D-TDI와 같이 대상체의 평균 속도를 정확히 측정할 수 있다.

**수학식 3**

$$B = 2A$$

[0042]

[0043]

결과적으로, 사이드 로브 회전으로 인한 불필요한 위상 변화는 저감되고 메인 로브의 움직임에 대한 위상 변화는 관측되게 된다.

[0044]

상기에서, 평균 위상 및 크기를 구하는 방법의 일례로 자기상관법을 이용한다. 자기상관 과정에 대해 보다 구체적으로 살펴보면 다음과 같다.

[0045]

우선, 하기의 [수학식 4]와 같이 함수  $z(t)$ 와  $z^*(t-T)$ 로부터  $z_1(t)$ 를 정의할 수 있다.

**수학식 4**

$$z_1(t) = z(t) \times z^*(t-T)$$

[0046]

**수학식 5**

$$z^*(t-T) = x(t-T) - jy(t-T)$$

[0047]

[0048]

$z^*(t-T)$ 는 상기 [수학식 5]와 같이 함수  $z(t)$ 로부터 지연시간 T만큼 지연된 켈레복소값(Conjugate Complex)이다. 어떤 시간 동안에 대해서  $z_1(t)$ 를 적분함으로써 자기상관함수의 결과를 하기의 [수학식 6]과 같이 얻을 수 있다.

**수학식 6**

$$R(T, t) = \int_{t-nT}^t z_1(t') dt' = R_x(T, t) + jR_y(T, t)$$

[0049]

[0050]

상기 [수학식 6]에서 n은 일정 방향의 송신 펄스의 연속된 개수로 일반적으로 초음파 영상에서 양상블 개수로 표현된다.

[0051]

하기의 [수학식 7]은 송신 스캔라인 배치가 +2씩 증가하는 부분에 대한 자기상관함수를 표현한 것이다. 하기의 [수학식 8] 및 [수학식 9]는 스캔라인 인덱스가 증가하는 방향의 증가 그룹의 크기 및 위상을 각각 나타낸 것이다. 이 과정은 영상 움직임 추정/보상 제어부(31)의 자기 상관기(311~313) 중 예컨대 자기 상관기(312)에서 스캔라인 인덱스가 증가하는 방향의 증가 그룹 데이터에 대해 수행한다.

**수학식 7**

$$R_I(T_I, t) = \int_{t-nT_I}^t z_{1I}(t') dt' = R_{xI}(T_I, t) + jR_{yI}(T_I, t)$$

[0052]

**수학식 8**

$$|R_I(T_I, t)| = \sqrt{R_{xI}^2(T_I, t) + jR_{yI}^2(T_I, t)}$$

[0053]

**수학식 9**

$$\Phi(T_I, t) = \tan^{-1} \frac{R_{yI}(T_I, t)}{R_{xI}(T_I, t)}$$

[0054]

[0055]

상기 [수학식 9]로부터 가중치를 주어 위상을 구하면 하기의 [수학식 10]과 같이 표현된다.

**수학식 10**

$$\Phi_g(T_I, t) = \frac{1}{2} \times \tan^{-1} \frac{R_{yI}(T_I, t)}{R_{xI}(T_I, t)}$$

[0056]

[0057]

송신 스캔라인 증가방향에 대한 최종적 결과식은 하기의 [수학식 11] 및 [수학식 12]와 같다.

**수학식 11**

$$R_{gxi}(T_I, t) = |R_I(T_I, t)| \times \cos(\Phi_g(T_I, t))$$

[0058]

**수학식 12**

$$R_{gyi}(T_I, t) = |R_I(T_I, t)| \times \sin(\Phi_g(T_I, t))$$

[0059]

[0060]

한편, 송신 스캔라인 -1씩 감소하는 방향에 대한 식은 하기의 [수학식 13] 내지 [수학식 15]와 같다. [수학식 13]은 송신 스캔라인 배치가 -1씩 감소하는 부분에 대한 자기상관함수를 표현한 것이고, [수학식 14] 및 [수학식 15]는 스캔라인 인덱스가 감소하는 방향의 감소 그룹의 크기 및 위상을 각각 나타낸 것이다. 이 과정은 영상 움직임 추정/보상 제어부(31)의 자기 상관기(311~313) 중 예컨대 자기 상관기(311)에서 스캔라인 인덱스가 감소하는 방향의 감소 그룹 데이터에 대해 수행한다.

**수학식 13**

$$R_D(T_D, t) = \int_{t-n_s T_s}^t z_{1D}(t') dt' = R_{x2D}(T_D, t) + jR_{y2D}(T_D, t)$$

[0061]

**수학식 14**

$$|R_D(T_D, t)| = \sqrt{R_{x2D}^2(T_D, t) + jR_{y2D}^2(T_D, t)}$$

[0062]

**수학식 15**

$$\Phi(T_D, t) = \tan^{-1} \frac{R_{y2D}(T_D, t)}{R_{x2D}(T_D, t)}$$

[0063]

[0064]

결과적으로, 영상 움직임 추정/보상 제어부(31)의 자기 상관기(311~313)에서 스캔라인 인덱스가 증가하는 방향의 증가 그룹 데이터와 스캔라인 인덱스가 감소하는 방향의 감소 그룹 데이터에 대해 각각 수행한 송신 스캔라인의 +2 증가방향과 -1 감소방향의 결과는 합산부(314)에서 더해지고, 합산부(314)의 출력 복소값은 하기의 [수학식 16] 및 [수학식 17]과 같다. 이를 가지고 해당 픽셀 또는 샘플에 대한 크기를 구하면 하기의 [수학식 18]과 같이 나타낼 수 있고, 위상을 구하면 하기의 [수학식 19]와 같이 나타낼 수 있다.

**수학식 16**

$$R_{Tx}(T, t) = R_{gxi}(T_i, t) + R_{xD}(T_D, t)$$

[0065]

**수학식 17**

$$R_{Ty}(T, t) = R_{gyi}(T_i, t) + R_{yD}(T_D, t)$$

[0066]

**수학식 18**

$$|R_T(T, t)| = \sqrt{R_{Tx}^2(T, t) + jR_{Ty}^2(T, t)}$$

[0067]

**수학식 19**

$$\Phi_T(T, t) = \tan^{-1} \frac{R_{Ty}(T, t)}{R_{Tx}(T, t)}$$

[0068]

[0069]

상기 [수학식 18]은 픽셀 기반의 평균 크기를 나타내고, 상기 [수학식 19]는 픽셀 기반의 평균 위상을 나타낸다. 이를 이용하면, 특정 영역 기반의 평균 크기 및 위상을 구할 수도 있다. 이를 살펴보면, 우선 상기 [수학식 16]과 [수학식 17]의 결과를 공간상의 좌표로 하기의 [수학식 20]과 같이 표현할 수 있다.

**수학식 20**

$$R_{Tx}(T, t) \rightarrow R_{Px}(s, z), R_{Ty}(T, t) \rightarrow R_{Py}(s, z)$$

[0070]

[0071]

상기 [수학식 20]은 다시 [수학식 21] 및 [수학식 22]와 같이 표현하여 특정 영역 기반의 평균 크기 및 위상을 가지는 형태로 확장할 수 있다.

**수학식 21**

$$R_{Rx}(i, j) = \frac{1}{K} \sum_{s=i}^m \sum_{z=n}^o R_{Px}(s, z)$$

[0072]

**수학식 22**

$$R_{Ry}(i, j) = \frac{1}{k} \sum_{s=i}^m \sum_{z=n}^o R_{Py}(s, z)$$

[0073]

[0074]

상기의 수학식에서 위상값과 더불어 크기를 측정하는 이유는, 움직임 추정 및 보상시 크기를 바탕으로 보상의 자유도를 높여주기 위함이다. 예컨대, 파워 임계치를 기준으로 할 때, 그 크기가 너무 작은 경우는 무시한다.

[0075]

제안된 방법으로 추정된 평균 크기 및 위상을 가지고 TDI를 생성하면, 스캔라인별로 양상블 개수 만큼의 초음파를 반복적으로 송신하지 않고도 TDI를 시간지연없이 생성할 수 있으며, 사이드 로브 레벨 제거로 인해 서로 다른 위치의 송신 스캔라인들의 데이터를 양상블로 하여 TDI를 생성할 수 있다.

[0076]

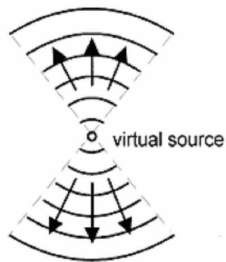
제안된 방법에 따라, 고정된 대상체에 대해 비순차적인 방식으로 빔을 송신하고 이에 대응하여 수신되는 빔들에 대해 자기상관을 실시하면, 도 13a 및 도 13b와 같은 결과를 얻게 된다. 도 13a는 고정된 대상체에 대해 비순차적인 방식으로 빔을 송신하고 이에 대응하여 수신되는 빔들 중 스캔라인 인덱스가 감소하는 방향의 감소 그룹에 대해 자기상관을 실시한 결과이고, 도 13b는 고정된 대상체에서 비순차적인 방식으로 빔을 송신하고 이에 대응하여 수신되는 빔들 중 스캔라인 인덱스가 증가하는 방향의 증가 그룹에 대해 자기상관을 실시한 결과를 보여준

다.

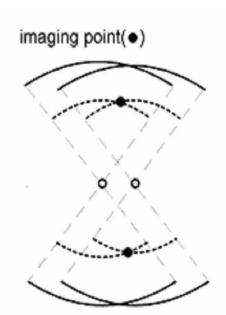
- [0077] 도 8과 같이 비순차적인 방식으로 빔을 송신하고 이에 대응하여 수신되는 빔들에 대해 자기상관을 실시하면 사이드 로브의 영향이 확연히 줄어들게 된다(도 14b 및 도 14c 참조). 도 14a에서, c0는 원래 메인 로브의 크기를 나타내고, 주위는 사이드 로브로 볼 수 있다. 이 경우 메인 로브는 사이드 로브의 영향을 받고 있다. 그러나, 비순차적인 방식으로 빔을 송신하고 이에 대응하여 수신되는 빔들에 대해 자기상관을 실시하면, 도 14b의 c1와 같이 메인 로브에 미치는 주위 사이드 로브의 영향이 줄어들게 됨을 알 수 있다. 아울러, 파워 임계치(Power Threshold) 전압을 조정하면, 도 14c의 c2와 같이 사이드 로브로 인한 영향을 보다 줄일 수 있다. 결과적으로, 비순차적인 방식으로 빔을 송신하고 이에 대응하여 수신되는 빔들에 대해 자기상관을 실시하면, 대상체가 고정된 경우에도 사이드 로브의 영향을 줄여 줄 수 있다.
  - [0078] 한편, 움직이는 대상체에 대해 비순차적인 방식으로 빔을 송신하고 이에 대응하여 수신되는 빔들에 대해 자기상관을 실시하면, 도 15a 내지 도 15c와 같은 결과를 얻게 된다. 도 15a는 움직이는 대상체에 대해 비순차적인 방식으로 빔을 송신하고 이에 대응하여 수신되는 빔들 중 스캔라인 인덱스가 감소하는 방향의 감소 그룹에 대해 자기상관을 실시한 결과이고, 도 15b는 움직이는 대상체에 대해 비순차적인 방식으로 빔을 송신하고 이에 대응하여 수신되는 빔들 중 스캔라인 인덱스가 증가하는 방향의 증가 그룹에 대해 자기상관을 실시한 결과를 보여준다. 도 15c에서 R0는 메인 로브의 이동으로 위상이 변화된 것을 보여준다.
  - [0079] 본 명세서에서는 본 발명이 일부 실시예들과 관련하여 설명되었지만, 본 발명이 속하는 기술분야의 당업자가 이해할 수 있는 본 발명의 정신 및 범위를 벗어나지 않는 범위에서 다양한 변형 및 변경이 이루어질 수 있다는 점을 알아야 할 것이다. 또한, 그러한 변형 및 변경은 본 명세서에 첨부된 특허청구의 범위 내에 속하는 것으로 생각되어야 한다.
- 도면의 간단한 설명**
- [0080] 도 1은 일반적인 합성 영상 생성 과정을 보여주는 설명도.
  - [0081] 도 2a 내지 2c는 초음파 방사 예를 보여주는 설명도.
  - [0082] 도 3은 고정된 대상체와 움직이는 대상체에 대한 합성 영상을 비교한 예시도.
  - [0083] 도 4a 내지 도 4d는 N=17인 경우 LRI 송신빔 패턴을 보여주는 설명도.
  - [0084] 도 5는 본 발명의 실시예에 따라 조직 도플러 영상 생성 장치가 적용되는 초음파 진단 시스템의 구성을 개략적으로 도시한 도면.
  - [0085] 도 6은 도 5의 빔포머의 구성 및 에코 처리부의 구성을 상세하게 도시한 도면.
  - [0086] 도 7은 도 5의 영상 움직임 추정/보상 제어부의 구성을 상세하게 도시한 도면.
  - [0087] 도 8은 본 발명의 실시예에 따라 송신빔의 송신 순서를 보여주는 설명도.
  - [0088] 도 9는 BiPBF 합성 영상 과정을 보여주는 설명도.
  - [0089] 도 10은 LRI와 스캔라인의 관계를 보여주는 설명도.
  - [0090] 도 11a는 BiPBF RF 영상을 보여주는 설명도.
  - [0091] 도 11b는 BiPBF 합성 영상 과정을 통해 고정된 대상체에 대해 자기상관을 실시한 결과를 보여주는 설명도.
  - [0092] 도 12는 RF 데이터의 위상 변화를 보여주는 설명도.
  - [0093] 도 13a 및 도 13b는 본 발명의 실시예에 따라 고정된 대상체에 대해 송신빔을 비순차적으로 송신한 후 자기상관을 실시한 결과를 보여주는 설명도.
  - [0094] 도 14a는 고정된 대상체에 대해 자기상관을 실시한 결과를 보여주는 설명도.
  - [0095] 도 14b 및 도 14c는 본 발명의 실시예에 따라 고정된 대상체에 대해 송신빔을 비순차적으로 송신한 후 자기상관을 실시한 결과를 보여주는 설명도.
  - [0096] 도 15a 내지 도 15c는 본 발명의 실시예에 따라 움직이는 대상체에 대해 송신빔을 비순차적으로 송신한 후 자기상관을 실시한 결과를 보여주는 설명도.



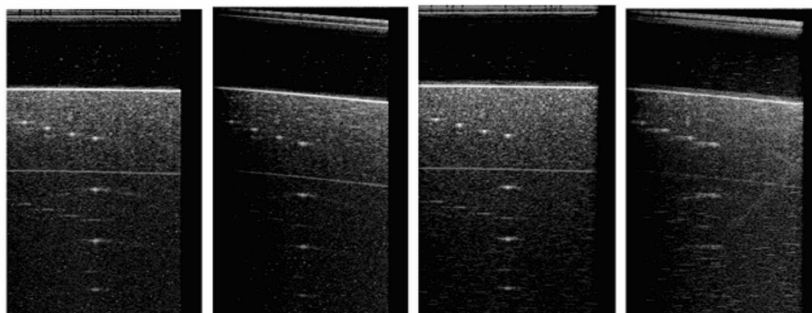
도면2b



도면2c

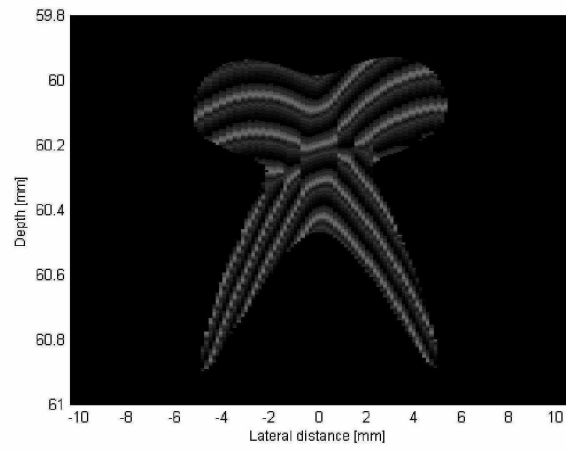


도면3

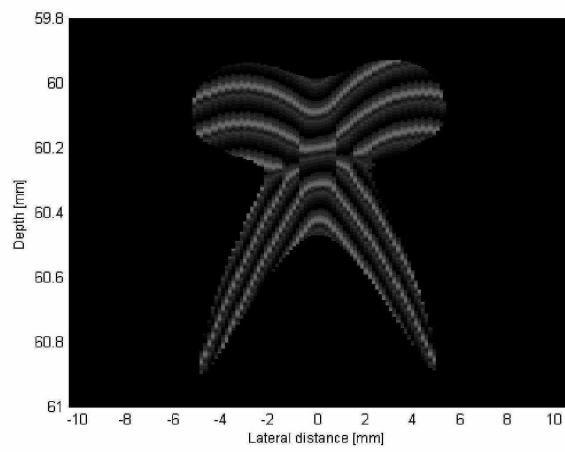


(3a)고정된 대상체 -단일 송수신부 (3b)움직이는 대상체 -단일 송수신부 (3c)고정된 대상체 -biPBF (3d)움직이는 대상체 -biPBF

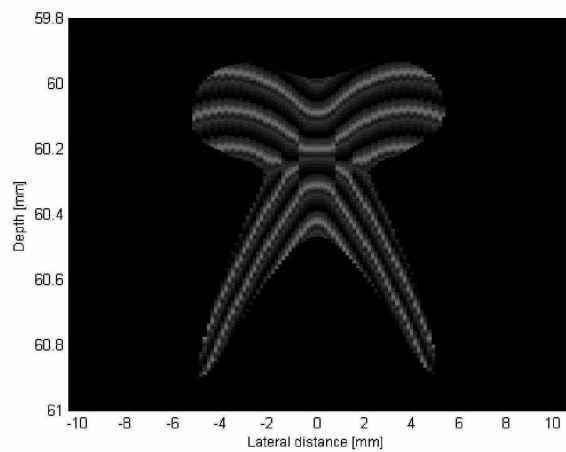
도면4a



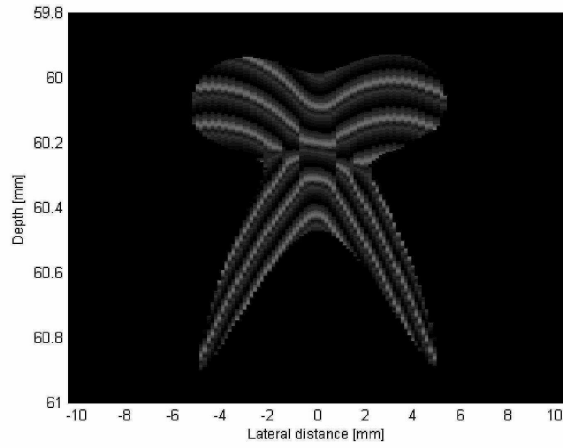
도면4b



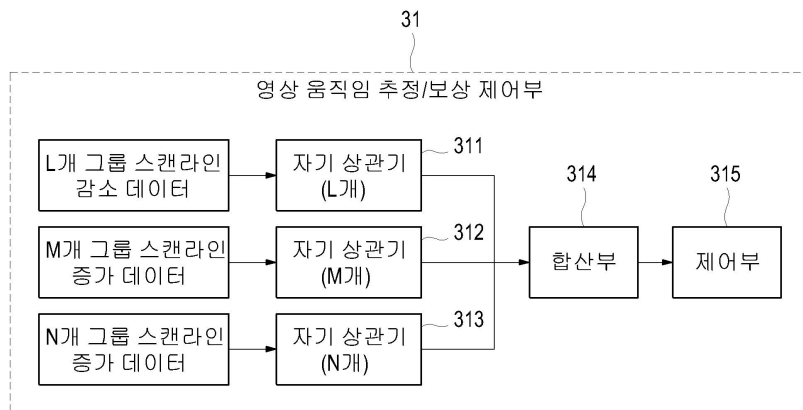
도면4c



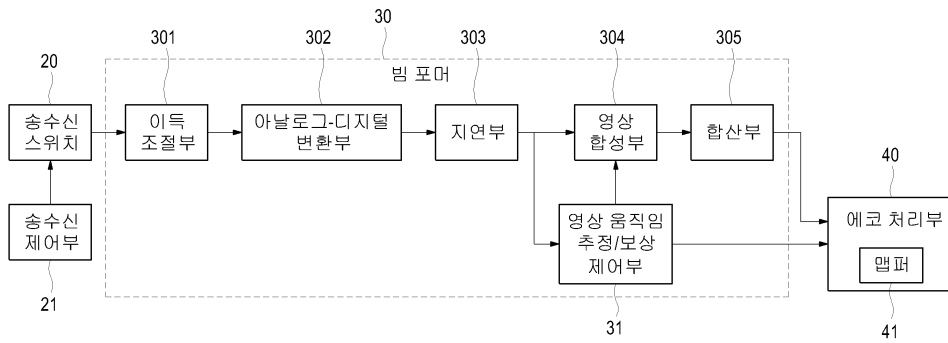
도면4d



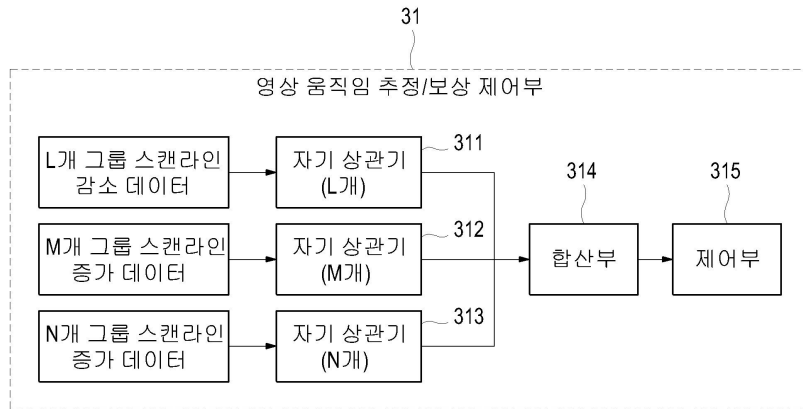
도면5



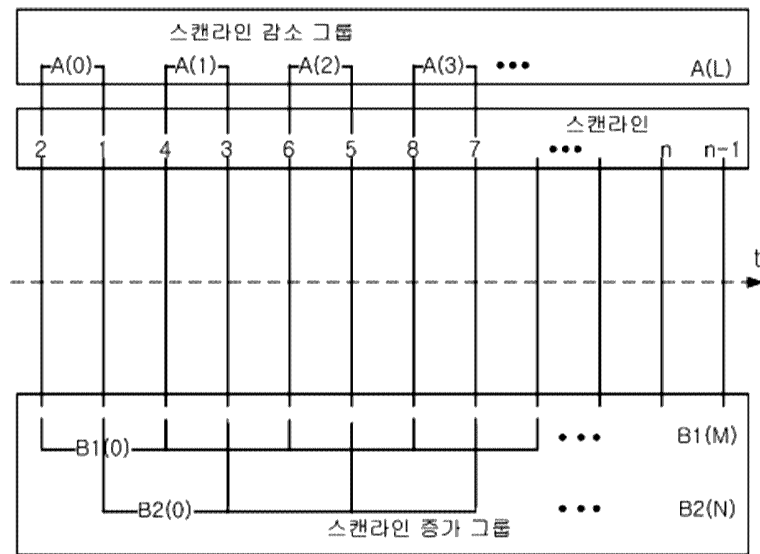
도면6



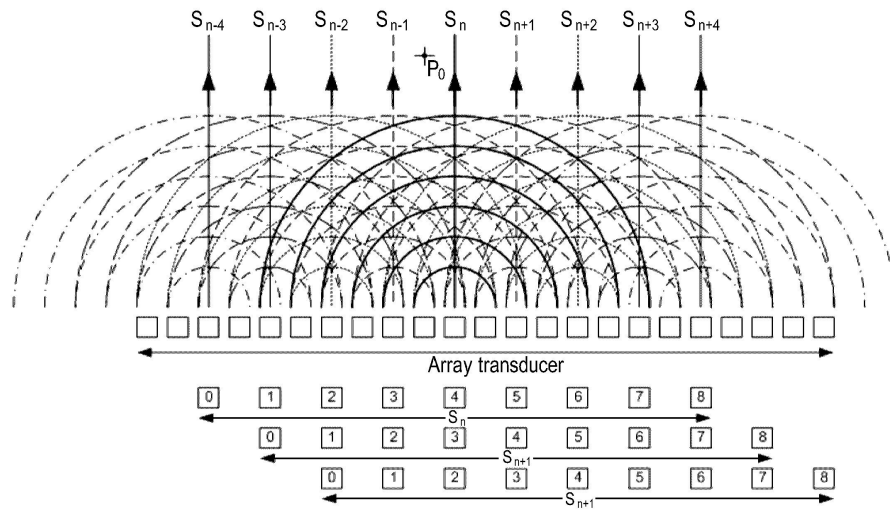
도면7



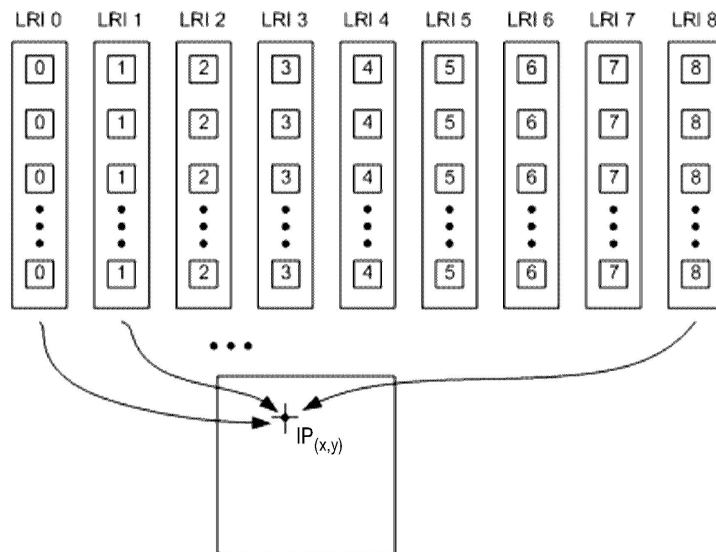
도면8



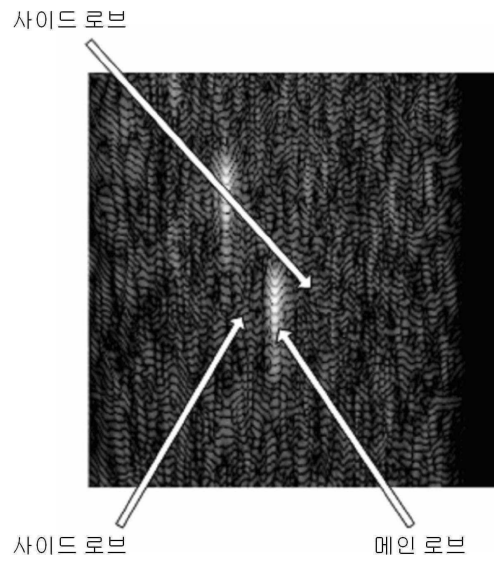
도면9



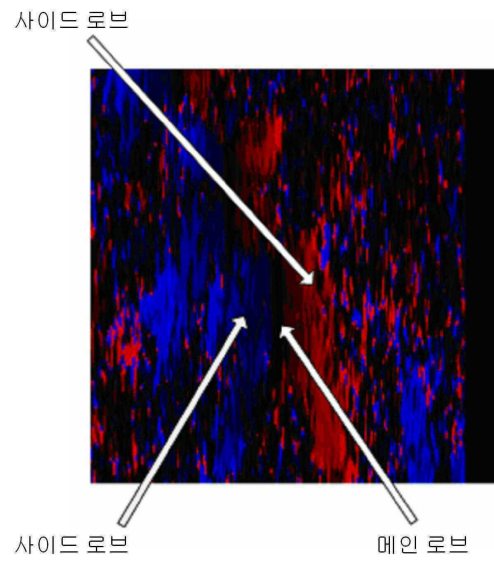
도면10



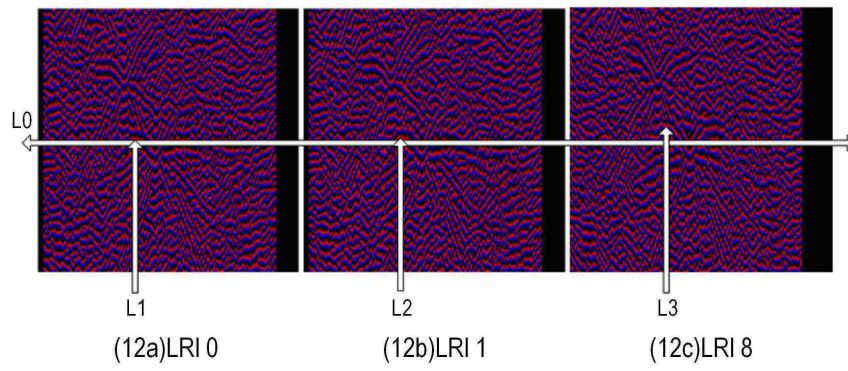
도면11a



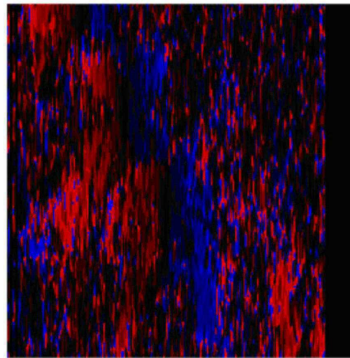
도면11b



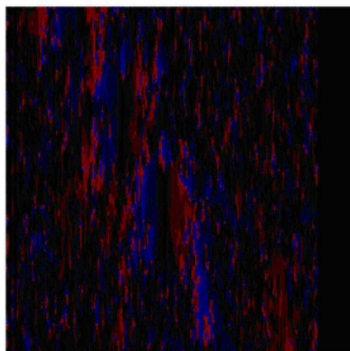
도면12



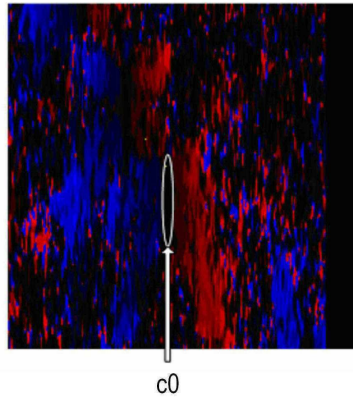
도면13a



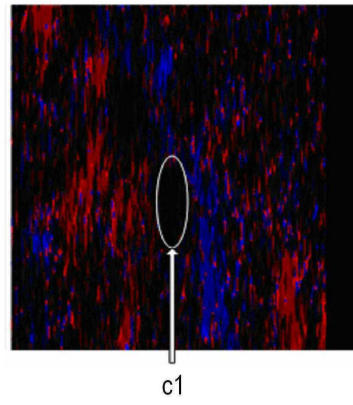
도면13b



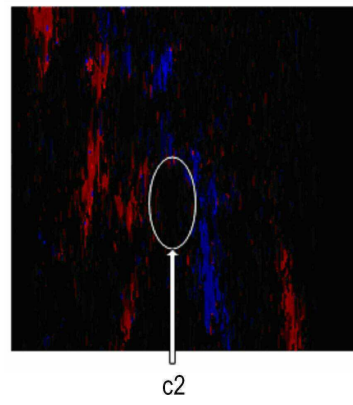
도면14a



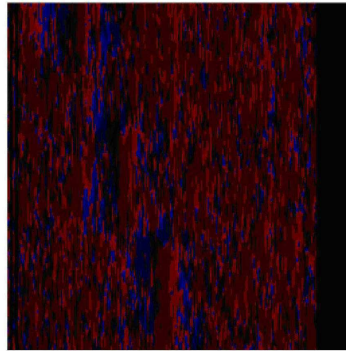
도면14b



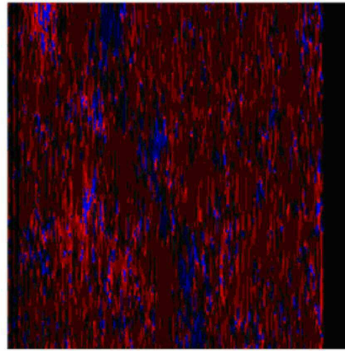
도면14c



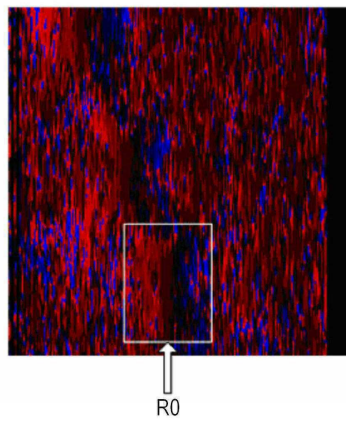
도면15a



도면15b



도면15c



专利名称(译)	标题：使用复合图像生成组织多普勒图像的设备和方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR101511083B1</a>	公开(公告)日	2015-04-10
申请号	KR1020080104663	申请日	2008-10-24
[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	BAE MOO HO 배무호 HAM JEONG HO 함정호		
发明人	배무호 함정호		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52047 A61B8/5276 A61B8/08 G01S7/52077 G01S7/52095 G01S7/52026 A61B8/488 G01S7/52028 G01S15/8979 G01S7/52085 G01S7/52046 G01S7/52049 G01S15/8997 A61B8/00 A61B8/52 A61B8/56		
优先权	1020070107947 2007-10-25 KR 1020080095110 2008-09-29 KR		
其他公开文献	KR1020090042183A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

一种能够产生组织多普勒图像而不需要通过整体数量将超声信号重复发送到每条扫描线的装置和方法。以非顺序方式发送超声波束，并且响应于发送波束的每次发送而接收的多个接收波束被分组为扫描索引增加方向的增量数据组和扫描线的减量数据组。指数下降方向。对扫描线索引升序的递增数据组和扫描线索引降序的递减数据组执行自动相关，将权重应用于递增和递减数据组的各自相关值，然后进行自相关将应用了权重的值相加以计算平均相位。响应于平均相位的速度，功率和方差中的至少一个被输出以产生TDI。

