



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0117110
(43) 공개일자 2016년10월10일

<p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.) A61B 8/08 (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류 A61B 8/5207 (2013.01) A61B 8/145 (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2015-0082573 (22) 출원일자 2015년06월11일 심사청구일자 없음</p> <p>(30) 우선권주장 62/140,771 2015년03월31일 미국(US)</p>	<p>(71) 출원인 삼성전자주식회사 경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)</p> <p>(72) 발명자 전강원 경기도 용인시 기흥구 관곡로 53, 601동 1801호 (구갈동, 가현마을 신안아파트) 이현택 서울특별시 서초구 청두곶2길 36, 302호 (방배동) 황문경 경기도 수원시 영통구 광교로 114, 1121호 (이의동)</p> <p>(74) 대리인 리엔목특허법인</p>
--	---

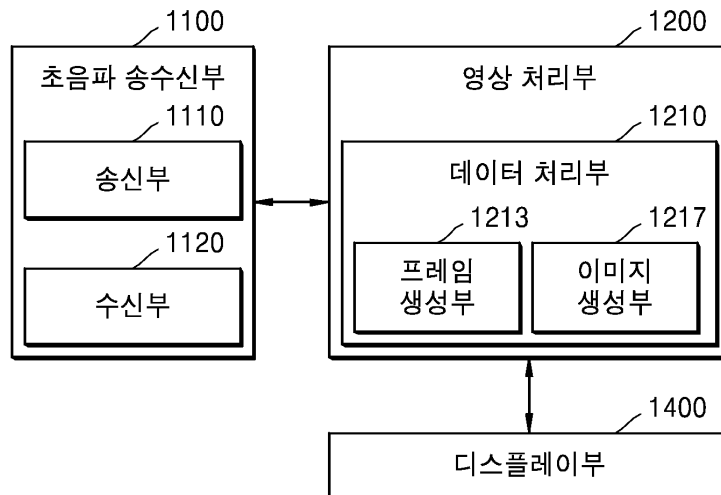
전체 청구항 수 : 총 14 항

(54) 발명의 명칭 **아티팩트 제거 방법 및 이를 위한 진단 장치**

(57) 요약

초음파 영상 장치에 설정된 빔 집속 파라미터에 기초하여, 초음파 신호를 대상체로 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 에코 신호를 수신하는 초음파 송수신부, 수신된 초음파 에코 신호에 기초하여, 프레임을 구성하는 복수개의 주사선을 생성하고, 빔 집속 파라미터에 기초하여, 복수개의 주사선을 적어도 하나의 그룹으로 나눔으로써 적어도 하나의 서브 프레임을 생성하고, 생성된 적어도 하나의 서브 프레임에 대하여 영상 처리를 수행하고, 영상 처리된 적어도 하나의 서브 프레임 내의 주사선들을 재조합 함으로써, 프레임에 대응하는 초음파 이미지를 생성하는 영상 처리부, 및 생성된 초음파 이미지를 디스플레이하는 디스플레이부를 포함하는, 일 실시예에 따른 의료 영상 장치가 개시된다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 8/46 (2013.01)

A61B 8/5269 (2013.01)

A61B 8/54 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

초음파 영상 장치에 설정된 빔 집속 파라미터에 기초하여, 초음파 신호를 대상체로 송신하고 상기 대상체로부터 반사되는 초음파 에코 신호를 수신하는 초음파 송수신부; 및

상기 수신된 초음파 에코 신호에 기초하여, 프레임에 구성하는 복수개의 주사선을 생성하고, 상기 빔 집속 파라미터에 기초하여, 상기 복수개의 주사선을 적어도 하나의 그룹으로 나눔으로써 적어도 하나의 서브 프레임을 생성하고, 상기 생성된 적어도 하나의 서브 프레임에 대하여 영상 처리를 수행하고, 상기 영상 처리된 적어도 하나의 서브 프레임 내의 주사선들을 재조합 함으로써, 상기 프레임에 대응하는 초음파 이미지를 생성하는 영상 처리부; 를 포함하는, 의료 영상 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 의료 영상 장치는,

상기 생성된 초음파 이미지를 디스플레이하는 디스플레이부를 더 포함하는, 의료 영상 장치.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 빔 집속 파라미터는, 빔 집속 방식, 빔 방향, 집속점의 깊이, 주파수 및 송수신 구경 중 적어도 하나를 포함하는, 의료 영상 장치.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 초음파 신호는 서로 다른 위치의 집속점을 갖는 제 1 초음파 신호 및 제 2 초음파 신호를 포함하고,

상기 영상 처리부는,

상기 제 1 초음파 신호에 대응하는 제 1 초음파 에코 신호에 기초하여 제 1 주사선을 생성하고, 상기 제 2 초음파 신호에 대응하는 제 2 초음파 에코 신호에 기초하여 제 2 주사선을 생성하고, 상기 제 1 주사선 및 상기 제 2 주사선을 보간하여, 적어도 하나의 추가적인 제 3 주사선을 생성함으로써, 상기 복수개의 주사선을 생성하는, 의료 영상 장치.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 영상 처리부는,

상기 수신된 초음파 에코 신호에 기초하여, 상기 초음파 신호에 대응하는 복수개의 주사선을 생성하는 의료 영상 장치.

청구항 6

제 2 항에 있어서,

상기 영상 처리부는,

상기 빔 집속 파라미터에 기초하여, 상기 복수개의 주사선이 생성된 빔 집속 방식의 종류를 획득하고, 상기 획득된 빔 집속 방식의 종류에 기초하여, 주사선 특성이 유사한 주사선들이 하나의 그룹으로 생성되도록 상기 복

수개의 주사선을 적어도 하나의 그룹으로 나눔으로써 적어도 하나의 서브 프레임을 생성하는, 의료 영상 장치.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 영상 처리부는,

상기 적어도 하나의 그룹으로 나뉘지기 전의 상기 복수개의 주사선들의 순서에 따라, 상기 영상 처리된 적어도 하나의 서브 프레임 내의 주사선들을 재배치함으로써, 상기 초음파 이미지를 생성하는, 의료 영상 장치.

청구항 8

초음파 진단 장치에 설정된 빔 집속 파라미터에 기초하여, 초음파 신호를 대상체로 송신하고 상기 대상체로부터 반사되는 초음파 에코 신호를 수신하는 단계;

상기 수신된 초음파 에코 신호에 기초하여, 프레임을 구성하는 복수개의 주사선을 생성하는 단계;

상기 빔 집속 파라미터에 기초하여, 상기 복수개의 주사선을 적어도 하나의 그룹으로 나눔으로써 적어도 하나의 서브 프레임을 생성하는 단계;

상기 생성된 적어도 하나의 서브 프레임에 대하여 영상 처리를 수행하는 단계; 및

상기 영상 처리된 적어도 하나의 서브 프레임 내의 주사선들을 재조합 함으로써, 상기 프레임에 대응하는 초음파 이미지를 생성하는 단계;

를 포함하는, 의료 이미지 디스플레이 방법.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 의료 이미지 디스플레이 방법은,

상기 생성된 초음파 이미지를 디스플레이하는 단계를 더 포함하는, 방법.

청구항 10

제 8 항에 있어서,

상기 빔 집속 파라미터는, 빔 집속 방식, 빔 방향, 집속점의 깊이, 주파수 및 송수신 구경 중 적어도 하나를 포함하는, 방법.

청구항 11

제 8 항에 있어서,

상기 초음파 신호는 서로 다른 위치의 집속점을 갖는 제 1 초음파 신호 및 제 2 초음파 신호를 포함하고,

상기 수신된 초음파 에코 신호에 기초하여, 프레임을 구성하는 복수개의 주사선을 생성하는 단계는,

상기 제 1 초음파 신호에 대응하는 제 1 초음파 에코 신호에 기초하여 제 1 주사선을 생성하는 단계;

상기 제 2 초음파 신호에 대응하는 제 2 초음파 에코 신호에 기초하여 제 2 주사선을 생성하는 단계; 및

상기 제 1 주사선 및 상기 제 2 주사선을 보간하여, 적어도 하나의 추가적인 제 3 주사선을 생성함으로써, 상기 복수개의 주사선을 생성하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 12

제 8 항에 있어서,

상기 수신된 초음파 에코 신호에 기초하여, 프레임을 구성하는 복수개의 주사선을 생성하는 단계는,

상기 수신된 초음파 에코 신호에 기초하여, 상기 초음파 신호에 대응하는 복수개의 주사선을 생성하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 13

제 9 항에 있어서,

상기 빔 집속 파라미터에 기초하여, 상기 복수개의 주사선을 적어도 하나의 그룹으로 나눔으로써 적어도 하나의 서브 프레임을 생성하는 단계는,

상기 빔 집속 파라미터에 기초하여, 상기 복수개의 주사선이 생성된 빔 집속 방식의 종류를 획득하고, 상기 획득된 빔 집속 방식의 종류에 기초하여, 주사선 특성이 유사한 주사선들이 하나의 그룹으로 생성되도록 상기 복수개의 주사선을 적어도 하나의 그룹으로 나눔으로써 적어도 하나의 서브 프레임을 생성하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 14

제 8 항에 있어서,

상기 영상 처리된 적어도 하나의 서브 프레임 내의 주사선들을 재조합 함으로써, 상기 프레임에 대응하는 초음파 이미지를 생성하는 단계는,

상기 적어도 하나의 그룹으로 나뉘지기 전의 상기 복수개의 주사선들의 순서에 따라, 상기 영상 처리된 적어도 하나의 서브 프레임 내의 주사선들을 재배치함으로써, 상기 초음파 이미지를 생성하는 단계를 포함하는, 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은, 의료 영상의 아티팩트를 제거하는 방법 및 이를 위한 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 (예를 들면, 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] 한편, 일반적인 초음파 진단 장치는 1 회의 초음파 송수신 신호로부터 한 개의 주사선을 생성하여, 주사선마다 주사선 특성이 동일하다.

[0004] 그러나, 최근의 초음파 진단 장치는 1 회의 초음파 송수신 신호로부터 복수개의 주사선을 생성하며, 이에 따라, 인접하는 주사선간에 주사선 특성이 상이할 수 있다. 프레임 내에서 인접하는 주사선간에 주사선 특성이 상이함에 따라, 프레임에 대하여 영상 처리가 적용되는 경우, 스트릭 아티팩트와 같은 아티팩트가 발생할 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 본 발명은 빔 집속 파라미터에 기초하여, 초음파 이미지 상에 아티팩트가 발생하지 않도록 하는 다양한 실시예가 제공된다.

과제의 해결 수단

[0006] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 개시의 제 1 측면은, 초음파 진단 장치에 설정된 빔 집속 파라미터에 기초하여, 초음파 신호를 대상체로 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 에코 신호를 수신하는 초음파 송수신부, 수신된 초음파 에코 신호에 기초하여, 프레임 을 구성하는 복수개의 주사선을 생성하고, 빔 집속 파라미터에 기초하여, 복수개의 주사선을 적어도 하나의 그룹으로 나눔으로써 적어도 하나의 서브 프레임을 생성하고, 생성된 적어도 하나의 서브 프레임에 대하여 영상 처리를 수행하고, 영상 처리된 적어도 하

나의 서브 프레임 내의 주사선들을 재조합 함으로써, 프레임에 대응하는 초음파 이미지를 생성하는 영상 처리부, 및 생성된 초음파 이미지를 디스플레이하는 디스플레이부를 포함하는, 의료 영상 장치를 제공할 수 있다.

- [0007] 또한, 빔 집속 파라미터는, 빔 집속 방식, 빔 방향, 집속점의 깊이, 주파수 및 송수신 구경 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0008] 또한, 초음파 신호는 서로 다른 위치의 집속점을 갖는 제 1 초음파 신호 및 제 2 초음파 신호를 포함하고, 영상 처리부는, 제 1 초음파 신호에 대응하는 제 1 초음파 에코 신호에 기초하여 제 1 주사선을 생성하고, 제 2 초음파 신호에 대응하는 제 2 초음파 에코 신호에 기초하여 제 2 주사선을 생성하고, 제 1 주사선 및 제 2 주사선을 보간하여, 적어도 하나의 추가적인 제 3 주사선을 생성함으로써, 복수개의 주사선을 생성할 수 있다.
- [0009] 또한, 영상 처리부는, 수신된 초음파 에코 신호에 기초하여, 초음파 신호에 대응하는 복수개의 주사선을 생성할 수 있다.
- [0010] 또한, 영상 처리부는, 빔 집속 파라미터에 기초하여, 복수개의 주사선이 생성된 빔 집속 방식의 종류를 획득하고, 획득된 빔 집속 방식의 종류에 기초하여, 주사선 특성이 유사한 주사선들이 하나의 그룹으로 생성되도록 복수개의 주사선을 적어도 하나의 그룹으로 나눔으로써 적어도 하나의 서브 프레임을 생성할 수 있다.
- [0011] 또한, 영상 처리부는, 적어도 하나의 그룹으로 나뉘지기 전의 복수개의 주사선들의 순서에 따라, 영상 처리된 적어도 하나의 서브 프레임 내의 주사선들을 재배치함으로써, 초음파 이미지를 생성할 수 있다.
- [0012] 또한, 본 개시의 제 2 측면은, 초음파 진단 장치에 설정된 빔 집속 파라미터에 기초하여, 초음파 신호를 대상체로 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 에코 신호를 수신하는 단계, 수신된 초음파 에코 신호에 기초하여, 프레임을 구성하는 복수개의 주사선을 생성하는 단계, 빔 집속 파라미터에 기초하여, 복수개의 주사선을 적어도 하나의 그룹으로 나눔으로써 적어도 하나의 서브 프레임을 생성하는 단계, 생성된 적어도 하나의 서브 프레임에 대하여 영상 처리를 수행하는 단계, 영상 처리된 적어도 하나의 서브 프레임 내의 주사선들을 재조합 함으로써, 프레임에 대응하는 초음파 이미지를 생성하는 단계, 및 생성된 초음파 이미지를 디스플레이하는 단계를 포함하는, 의료 이미지 디스플레이 방법을 제공할 수 있다.
- [0013] 또한, 빔 집속 파라미터는, 빔 집속 방식, 빔 방향, 집속점의 깊이, 주파수 및 송수신 구경 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0014] 또한, 초음파 신호는 서로 다른 위치의 집속점을 갖는 제 1 초음파 신호 및 제 2 초음파 신호를 포함하고, 수신된 초음파 에코 신호에 기초하여, 프레임을 구성하는 복수개의 주사선을 생성하는 단계는, 제 1 초음파 신호에 대응하는 제 1 초음파 에코 신호에 기초하여 제 1 주사선을 생성하는 단계, 제 2 초음파 신호에 대응하는 제 2 초음파 에코 신호에 기초하여 제 2 주사선을 생성하는 단계, 및 제 1 주사선 및 제 2 주사선을 보간하여, 적어도 하나의 추가적인 제 3 주사선을 생성함으로써, 복수개의 주사선을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0015] 또한, 수신된 초음파 에코 신호에 기초하여, 프레임을 구성하는 복수개의 주사선을 생성하는 단계는, 수신된 초음파 에코 신호에 기초하여, 초음파 신호에 대응하는 복수개의 주사선을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0016] 또한, 빔 집속 파라미터에 기초하여, 복수개의 주사선을 적어도 하나의 그룹으로 나눔으로써 적어도 하나의 서브 프레임을 생성하는 단계는, 빔 집속 파라미터에 기초하여, 복수개의 주사선이 생성된 빔 집속 방식의 종류를 획득하고, 획득된 빔 집속 방식의 종류에 기초하여, 주사선 특성이 유사한 주사선들이 하나의 그룹으로 생성되도록 복수개의 주사선을 적어도 하나의 그룹으로 나눔으로써 적어도 하나의 서브 프레임을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0017] 또한, 영상 처리된 적어도 하나의 서브 프레임 내의 주사선들을 재조합 함으로써, 프레임에 대응하는 초음파 이미지를 생성하는 단계는, 적어도 하나의 그룹으로 나뉘지기 전의 복수개의 주사선들의 순서에 따라, 영상 처리된 적어도 하나의 서브 프레임 내의 주사선들을 재배치함으로써, 초음파 이미지를 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0018] 도 1은 본 발명의 일 실시 예와 관련된 초음파 진단 장치의 구성을 도시한 블록도이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른, 초음파 진단 장치가 스트릭 아티팩트가 발생하지 않도록 초음파 이미지를

생성하는 방법을 나타내는 흐름도이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른, 초음파 신호의 송수신 횟수 보다 많은 주사선을 생성하여 초음파 이미지를 생성하는 방법을 나타내는 도면이다.

도 4a 및 4b는 본 발명의 일 실시예에 따른, 인접하는 주사선 간에 주사선 특성이 상이한 경우, 주사선에 대한 영상 처리가 적용됨에 따라, 초음파 이미지 상에 스트릭 아티팩트가 발생하는 것을 설명하기 위한 도면이다.

도 5는 본 발명의 다른 실시예에 따른, 인접하는 주사선 간에 주사선 특성이 상이한 경우, 주사선에 대한 영상 처리가 적용됨에 따라, 초음파 이미지 상에 스트릭 아티팩트가 발생하는 것을 설명하기 위한 도면이다.

도 6는 본 발명의 일 실시예에 따른, 초음파 진단 장치가 주사선 특성에 기초하여 주사선에 영상 처리를 수행함으로써 스트릭 아티팩트가 발생하지 않도록 영상 처리를 수행하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른, 영상 처리 후에도 스트릭 아티팩트가 생성되지 않은 초음파 이미지를 나타내는 도면이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른, 스트릭 아티팩트가 발생한 초음파 이미지와 발생하지 않은 초음파 이미지를 비교하기 위한 도면이다.

도 9는 본 발명의 다른 실시 예와 관련된 초음파 진단 장치의 구성을 도시한 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0019] 본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 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 발명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 본 발명의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.
- [0020] 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.
- [0021] 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 실효 원자 번호에 아주 근사하고 생물의 부피와 아주 근사한 물질을 의미할 수 있다. 예를 들어, 팬텀은, 인체와 유사한 특성을 갖는 구형 팬텀일 수 있다.
- [0022] 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.
- [0023] 또한, 명세서 전체에서, 빔 패턴이란, 주사선의 기초가 된 초음파 빔이 특정위치에서 공간상에 영향을 미치는 특성을 의미하며, 일반적으로 싱크(Sinc) 함수와 유사한 형태를 갖는다. 초음파 진단 장치는 초음파 신호의 송수신 조건이 같다면 동일한 집속 연산을 수행하므로, 빔 패턴은 빔 집속 파라미터가 동일하면 동일할 수 있으며, 빔 집속 파라미터가 상이할수록 빔 패턴이 상이해질 수 있다. 빔 집속 파라미터는 빔 집속 방식, 빔 방향, 집속점의 깊이, 주파수 및 송수신 구경 중 적어도 하나를 포함할 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.
- [0024] 또한, 명세서 전체에서, 주사선 특성은, 주사선이 생성된 방법을 의미할 수 있으며, 빔 패턴으로 언급될 수도 있다.
- [0025] 예를 들어, 주사선이 초음파 에코 신호로부터 직접적으로 생성되었는지, 기 생성된 주사선들을 보간하여 생성되었는지에 따라 주사선 특성은 상이할 수 있다. 또한, 주사선이 초음파 에코 신호로부터 직접적으로 생성되더라도, 하나의 송신빔에 기초하여 하나의 주사선이 생성되었는지, 복수개의 주사선이 생성되었는지에 따라 주사선 특성이 상이할 수 있다. 또한, 하나의 송신빔에 기초하여 복수개의 주사선이 생성되는 경우, 생성된 복수개의 주사선들간의 주사선 특성이 상이할 수 있다.
- [0026] 또한, 하나의 송신빔에 기초하여 하나의 주사선이 생성되더라도, 송신빔 마다 빔 집속 파라미터가 상이하면 주

사선간의 주사선 특성이 상이할 수 있다.

- [0027] 또한, 명세서 전체에서, 프레임이란, 하나의 초음파 이미지를 구성하는 복수개의 주사선을 의미할 수 있다.
- [0028] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명한다.
- [0029] 도 1은 본 발명의 일 실시예와 관련된 초음파 진단 장치(1000)의 구성을 도시한 블록도이다,
- [0030] 초음파 진단 장치(1000)는, 초음파 송수신부(1100), 영상 처리부(1200) 및 디스플레이부(1400)를 포함할 수 있다.
- [0031] 초음파 송수신부(1100)는, 초음파 신호를 대상체로 송신하고, 대상체로부터 반사되는 초음파 에코 신호를 수신할 수 있다.
- [0032] 송신부(1110) 및 수신부(1120)를 포함할 수 있다. 또한, 초음파 송수신부(1100)는 프로브를 포함할 수 있다.
- [0033] 송신부(1110)는 프로브가 초음파 신호를 대상체로 송출할 수 있도록 프로브에 구동 신호를 공급할 수 있다. 수신부(1120)는, 대상체로부터 반사되어 돌아온 초음파 에코 신호를 프로브로부터 수신하여, 초음파 데이터를 생성할 수 있다. 이 경우, 초음파 송수신부(1100)는, 초음파 진단 장치(1000)에 설정된 빔 집속 파라미터에 기초하여, 초음파 신호를 대상체로 송신하고, 초음파 에코 신호를 대상체로부터 수신할 수 있다.
- [0034] 영상 처리부(1200)는, 초음파 송수신부(1100)에서 생성된 초음파 데이터에 대한 주사 변환(scan conversion) 과정을 통해 초음파 영상을 생성할 수 있다. 영상 처리부(1200)는 데이터 처리부(1210)를 포함할 수 있으며, 데이터 처리부(1210)는 프레임 생성부(1213) 및 이미지 생성부(1217)를 포함할 수 있다.
- [0035] 프레임 생성부(1213)는, 수신된 초음파 에코 신호에 기초하여, 프레임 구성하는 복수개의 주사선을 생성할 수 있다. 예를 들어, 프레임 생성부(1213)는, 1 회의 송수신 초음파 데이터로부터 하나의 주사선을 생성할 수 있으며, 1 회의 송수신 초음파 데이터로부터 복수개의 주사선을 생성할 수도 있다. 1 회의 송수신 초음파 데이터로부터 복수개의 주사선을 생성하는 경우, 복수개의 주사선의 주사선 특성이 동일하지 않을 수 있다.
- [0036] 1 회의 송수신 초음파 데이터로부터 하나의 주사선을 생성하여 프레임을 구성하는 경우, 주사선들의 주사선 특성은 거의 유사할 수 있으나, 기 생성된 주사선들을 보간하여 새로운 주사선을 생성하거나, 1 회의 송수신 초음파 데이터로부터 초음파 송신 빔의 위치와 다른 위치에 복수개의 주사선을 생성하는 경우, 주사선들의 주사선 특성은 동일하지 않을 수 있다. 또한, 기 생성된 주사선을 보간하여 새로운 주사선을 생성하는 경우, 보간 파라미터에 따라 주사선 특성이 상이해 질 수 있다. 프레임 내의 주사선의 위치에 따라 주사선 특성이 상이한 것은 주사선의 빔 패턴이 불균일 한 것으로 표현될 수 있다.
- [0037] 주사선의 빔 패턴이 불균일한 프레임에 대하여 영상 처리를 수행하는 경우, 스트릭 아티팩트가 발생할 수 있다. 영상 처리를 위한 필터 중 영상으로부터 필터 파라미터를 추출하여 초음파 이미지에 필터링을 수행하는 적응 필터(Adaptive Filter, 예를 들어, Wiener filter, Kalman filter, Blind Deconvolution, LMS 및 RLS 알고리즘 등)인 경우, 스트릭 아티팩트가 발생할 확률이 크며, 특히 주사선 방향과 수직인 방향으로 영향을 미치는 이미지 연산 또는 이미지 필터링인 경우, 스트릭 아티팩트가 발생할 확률이 클 수 있다.
- [0038] 프레임 생성부(1213)는, 주사선의 빔 패턴을 균일하게 만들기 위해, 복수개의 주사선 중 주사선 특성이 유사한 주사선들을 하나의 서브 프레임으로 생성할 수 있다. 예를 들어, 프레임 생성부(1213)는, 복수개의 주사선을 주사선 특성이 유사한 주사선들끼리 적어도 하나의 그룹으로 나눔으로써 적어도 하나의 서브 프레임을 생성할 수 있다.
- [0039] 이 경우, 프레임 생성부(1213)는, 초음파 진단 장치(1000)에 설정된 빔 집속 방식에 기초하여, 주사선들의 빔 패턴을 결정할 수 있다. 예를 들어, 빔 집속 방식이 RF 보간 방식인 경우, 프레임 생성부(1213)는, 기 생성된 주사선과 보간되어 생성된 주사선의 주사선 특성이 상이한 것으로 분석할 수 있다. 또한, 실시예에 따라, 보간되어 생성된 주사선들간의 주사선 특성이 상이한 것으로 분석할 수도 있다.
- [0040] 이미지 생성부(1217)는, 생성된 적어도 하나의 서브 프레임에 대하여 영상 처리를 수행하고, 영상 처리된 적어도 하나의 서브 프레임 내의 주사선들을 재조합 함으로써, 프레임에 대응하는 초음파 이미지를 생성할 수 있다. 이 경우, 서브 프레임 내의 주사선들의 빔 패턴은 균일하므로, 즉, 서브 프레임 내의 주사선들의 주사선 특성이 유사하므로, 서브 프레임에 대하여 영상 처리가 수행되더라도, 스트릭 아티팩트가 발생하지 않으며, 서브 프레임 내의 주사선들을 하나의 초음파 이미지로 재조합 함으로써 스트릭 아티팩트가 발생하지 않는 초음파 이미지를 생성할 수 있다.

- [0041] 디스플레이부(1400)는 생성된 초음파 이미지를 디스플레이할 수 있다.
- [0042] 이에 따라, 초음파 진단 장치(1000)는, RF 보간 방식 또는 멀티빔포밍 방식에 의해 주사선의 빔 패턴이 불균일해지는 특성을 영상 처리에 반영하여, 스트릭 아티팩트가 발생되지 않는 초음파 이미지를 생성할 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(1000)는 영상 처리의 성능을 향상시킬 수 있다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는 필터 커널(Filter kernel) 추정 정확도를 향상시킬 수 있다.
- [0043] 또한, 영상 처리를 위한 필터가 2D 필터인 경우뿐만 아니라 3D 필터인 경우에도, 스트릭 아티팩트가 발생하지 않을 수 있다.
- [0044] 더불어, 본 발명의 기술은 초음파 이미지뿐만 아니라, 스트릭 아티팩트가 발생하는 X-ray 이미지, CT 이미지 및 MR 이미지 등의 의료 이미지에도 적용될 수 있다.
- [0045] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른, 초음파 진단 장치(1000)가 스트릭 아티팩트가 발생하지 않도록 초음파 이미지를 생성하는 방법을 나타내는 흐름도이다.
- [0046] 단계 S210에서, 초음파 진단 장치(1000)는, 초음파 진단 장치(1000)에 설정된 빔 집속 파라미터에 기초하여, 초음파 신호를 대상체로 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 에코 신호를 수신할 수 있다.
- [0047] 빔 집속 파라미터는 빔 집속(Beamforming) 방식, 빔 스티어링 방향, 집속점의 깊이, 초음파 신호의 주파수 및 구경(aperture)을 포함할 수 있으나 이에 제한되지 않는다. 또한, 빔 집속 방식은, 아날로그 빔포밍, 디지털 빔포밍, 페이지 로테이션 빔포밍, 멀티빔포밍 및 RF 보간 방식 등을 포함할 수 있다.
- [0048] 단계 S220에서, 초음파 진단 장치(1000)는, 수신된 초음파 에코 신호에 기초하여, 프레임을 구성하는 복수개의 주사선을 생성할 수 있다.
- [0049] 초음파 진단 장치(1000)는, 1 회의 송수신 초음파 데이터로부터 복수개의 주사선을 생성할 수 있다.
- [0050] 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는 RF 보간 방식에 기초하여, 하나의 프레임을 구성하는 복수개의 주사선을 생성할 수 있다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는, 제 1 초음파 신호에 대응하는 제 1 초음파 에코 신호에 기초하여 제 1 주사선을 생성하고, 제 2 초음파 신호에 대응하는 제 2 초음파 에코 신호에 기초하여 제 2 주사선을 생성하고, 제 1 주사선 및 제 2 주사선을 보간하여, 적어도 하나의 추가적인 제 3 주사선을 생성함으로써, 복수개의 주사선을 생성할 수 있다.
- [0051] 또한, 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는, 멀티빔포밍 방식에 기초하여, 하나의 프레임을 구성하는 복수개의 주사선을 생성할 수 있다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는 대상체로 초음파 신호를 송신하고, 한번의 초음파 신호의 송신에 따라 반사된 초음파 에코 신호에 기초하여 복수개의 주사선을 생성할 수 있다.
- [0052] RF 보간 방식 및 멀티빔포밍 방식은 초음파 신호의 송수신 횟수보다 많은 주사선을 생성하는 빔 집속 방식으로, 초음파 이미지내의 주사선의 밀도를 증가시키는 효과를 가져올 수 있다.
- [0053] 또한, RF 보간 방식 및 멀티빔포밍 방식으로 생성된 주사선들은, 인접하는 주사선간의 주사선 특성이 상이할 수 있다. 또한, RF 보간 방식 및 멀티빔포밍 방식으로 생성된 주사선들의 주사선 특성은 패턴으로 나타날 수 있다. 예를 들어, 하나의 프레임 내의 홀수번째 주사선들의 주사선 특성이 동일하고, 짝수번째 주사선들의 주사선 특성이 동일하며, 홀수번째 주사선들과 짝수번째 주사선들의 주사선 특성은 상이할 수 있다. 또한, 예를 들어, 하나의 프레임 내에서 1, 5, 9, 13.. 번째 주사선들, 2, 6, 10, 14.. 번째 주사선들, 3, 7, 11, 15.. 번째 주사선들 및 4, 8, 12, 16.. 번째 주사선들끼리 주사선 특성이 유사할 수 있다.
- [0054] 단계 S230에서, 초음파 진단 장치(1000)는, 빔 집속 파라미터에 기초하여, 복수개의 주사선을 적어도 하나의 그룹으로 나눔으로써 적어도 하나의 서브 프레임을 생성할 수 있다.
- [0055] 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는 빔 집속 파라미터에 기초하여, 복수개의 주사선이 생성된 빔 집속 방식의 종류를 획득하고, 획득된 빔 집속 방식의 종류에 기초하여, 주사선 특성이 유사한 주사선들이 하나의 그룹으로 생성되도록 복수개의 주사선을 적어도 하나의 그룹으로 나눔으로써 적어도 하나의 서브 프레임을 생성할 수 있다.
- [0056] 예를 들어, 빔 집속 방식이 RF 보간 방식인 경우, 초음파 진단 장치(1000)는, 기 생성된 주사선과 보간되어 생성된 주사선의 주사선 특성이 상이한 것으로 결정할 수 있다. 이에 따라, 초음파 진단 장치(1000)는, 기 생성된 주사선들로 구성된 제 1 서브 프레임을 생성하고, 보간되어 생성된 주사선들로 구성된 제 2 서브 프레임을

생성할 수 있다.

- [0057] 또한, 예를 들어, 빔 집속 방식이 4 멀티빔포밍 방식인 경우, 초음파 진단 장치(1000)는 하나의 프레임 내에서 1, 5, 9, 13.. 번째 주사선들, 2, 6, 10, 14.. 번째 주사선들, 3, 7, 11, 15.. 번째 주사선들 및 4, 8, 12, 16.. 번째 주사선들끼리 주사선 특성이 유사한 것으로 결정하고, $1+4n$ ($n=0, 1, 2..$) 번째 주사선들로 구성된 제 1 서브 프레임을 생성하고, $2+4n$ 번째 주사선들로 구성된 제 2 서브 프레임을 생성하고, $3+4n$ 번째 주사선들로 구성된 제 3 서브 프레임을 생성하고, $4+4n$ 번째 주사선들로 구성된 제 4 서브 프레임을 생성할 수 있다.
- [0058] 단계 S240에서, 초음파 진단 장치(1000)는, 생성된 적어도 하나의 서브 프레임에 대하여 영상 처리를 수행할 수 있다.
- [0059] 영상 처리는 예를 들어, 선명화(Sharpening), 해상도 조절 필터링 및 밝기 조절 필터링을 포함할 수 있으나, 이에 제한되지 않는다. 영상 처리는 서브 프레임 내의 주사선 데이터에 대하여 수행될 수 있다.
- [0060] 주사선 데이터는 이미지 정보를 가진 IQ 데이터(복소수 데이터) 일 수 있으며, 초음파 이미지 내의 픽셀 데이터(실수 데이터)일 수도 있다.
- [0061] 단계 S250에서, 초음파 진단 장치(1000)는, 영상 처리된 적어도 하나의 서브 프레임 내의 주사선들을 재조합함으로써, 프레임에 대응하는 초음파 이미지를 생성할 수 있다.
- [0062] 초음파 진단 장치(1000)는 적어도 하나의 그룹으로 나뉘지기 전의 복수개의 주사선들의 순서에 따라, 영상 처리된 적어도 하나의 서브 프레임 내의 주사선들을 재배치함으로써, 초음파 이미지를 생성할 수 있다.
- [0063] 단계 S260에서, 초음파 진단 장치(1000)는, 생성된 초음파 이미지를 디스플레이할 수 있다.
- [0064] 생성된 초음파 이미지는 스트릭 아티팩트를 포함하지 않을 수 있다. 반면, 원본의 주사선들에 대하여 직접적으로 영상 처리된 초음파 이미지는 스트릭 아티팩트가 발생될 수 있다.
- [0065] 또한, 초음파 진단 장치(1000)는, 초음파 이미지와 함께 초음파 이미지의 스트릭 아티팩트가 제거되었음을 나타내는 표시자를 디스플레이할 수 있다.
- [0066] 또한, 초음파 진단 장치(1000)는, 원본의 주사선들에 대하여 직접적으로 영상 처리된 초음파 이미지를 먼저 디스플레이하고, 스트릭 아티팩트를 제거하기 위한 버튼을 선택하는 사용자 입력을 수신함에 따라, 스트릭 아티팩트가 제거된 초음파 이미지를 디스플레이할 수도 있다.
- [0067] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른, 초음파 신호의 송수신 횟수 보다 많은 주사선을 생성하여 초음파 이미지를 생성하는 방법을 나타내는 도면이다.
- [0068] 도 3(a)를 참조하면, RF 보간 방식은, 주사선들을 보간하여 새로운 주사선을 생성하는 방법을 포함할 수 있다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는 제 1 주사선(300)과 제 2 주사선(320)을 보간하여 적어도 하나의 추가적인 제 3 주사선(310)을 생성할 수 있다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는 제 1 주사선(300)의 제 1 지점(301)과 제 2 주사선(320)의 제 1 지점(303)을 보간하여, 적어도 하나의 추가적인 제 3 주사선(310)의 제 1 지점(302)을 생성할 수 있다. 이 경우, 제 1 주사선(300)의 제 1 지점(301), 제 2 주사선(320)의 제 1 지점(303) 및 보간되어 생성된 제 3 주사선(310)의 제 1 지점(302)의 가상의 꼭지점(Apex)으로부터 거리는 동일할 수 있다.
- [0069] 이 경우, 제 1 주사선(300)과 제 2 주사선(320)은 초음파 에코 신호에 기초하여 생성된 주사선일 수 있다. 적어도 하나의 추가적인 제 3 주사선(310)은 초음파 에코 신호로부터 직접적으로 생성된 주사선이 아닌, 기 생성된 주사선들을 보간하여 생성된 주사선일 수 있다. 이에 따라, 보간되어 생성된 제 3 주사선(310)은, 제 1 주사선(300) 및 제 2 주사선(320)과 주사선 특성이 상이할 수 있으며, 하나의 프레임 내에서 기 생성된 주사선들(도 3(a)에서 홀수번째 주사선들)간의 주사선 특성이 동일하고, 보간되어 생성된 주사선들(도 3(b)에서 짝수번째 주사선들)간의 주사선 특성이 동일할 수 있다. 또한, 실시예에 따라, 보간되어 생성된 주사선들간의 주사선 특성이 상이할 수도 있다.
- [0070] 도 3(b)를 참조하면, 멀티빔포밍 방식은, 하나의 송신 빔(340)에 기초하여 복수개의 주사선을 생성하는 방법을 포함할 수 있다.
- [0071] 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는 2 멀티빔포밍 방식으로 주사선을 생성할 수 있다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는 트랜스 듀서(330)로부터 발생되는 초음파 신호를 집속하여 하나의 빔(340)을 대상체에 전송하

고, 대상체로부터 반사된 초음파 에코 신호에 기초하여 두 개의 주사선(350 및 360)을 생성할 수 있다. 이 경우, 초음파 진단 장치(1000)는 초음파 송신 빔(340)의 오른쪽에 제 1 주사선(350)을 생성하고, 초음파 송신 빔(340)의 왼쪽에 제 2 주사선(360)을 생성할 수 있다. 이 경우, 제 1 주사선(350)과 제 2 주사선(360)은 주사선 특성이 상이할 수 있으며, 하나의 프레임 내의 홀수번째 주사선들간의 주사선 특성이 동일하고, 짝수번째 주사선들간의 주사선 특성이 동일할 수 있다.

[0072] 또한, 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는 3 멀티빔포밍 방식으로 주사선을 생성할 수 있다. 예를 들어, 트랜스 듀서(330)로부터 발생하는 초음파 신호를 집속하여 하나의 빔(340)을 대상체에 전송하고, 대상체로부터 반사된 초음파 에코 신호에 기초하여 3 개의 주사선을 생성할 수도 있다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는 초음파 송신 빔(340)의 오른쪽에 한 개의 주사선을 생성하고, 초음파 송신 빔(340)의 왼쪽에 한 개의 주사선을 생성할 수 있으며, 송신 빔(340)의 위치에 한 개의 주사선을 생성할 수 있다. 이 경우, 세 개의 주사선 각각의 주사선 특성이 상이할 수 있으며, 하나의 프레임 내에서 $1+3n(n=0, 1, 2..)$ 번째 주사선들간의 주사선 특성이 동일하고, $2+3n$ 번째 주사선들간의 주사선 특성이 동일하고, $3+3n$ 번째 주사선들간의 주사선 특성이 동일할 수 있다 .

[0073] 또한, 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는 4 멀티빔포밍 방식으로 주사선을 생성할 수 있다. 예를 들어, 트랜스 듀서(330)로부터 발생하는 초음파 신호를 집속하여 하나의 빔(340)을 대상체에 전송하고, 대상체로부터 반사된 초음파 에코 신호에 기초하여 4 개의 주사선을 생성할 수도 있다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는 초음파 송신 빔(340)의 오른쪽에 두 개의 주사선을 생성하고, 초음파 송신 빔(340)의 왼쪽에 두 개의 주사선을 생성할 수 있다. 이 경우, 네 개의 주사선 각각의 주사선 특성이 상이할 수 있으며, 하나의 프레임 내에서 $1+4n(n=0, 1, 2..)$ 번째 주사선들간의 주사선 특성이 동일하고, $2+4n$ 번째 주사선들간의 주사선 특성이 동일하고, $3+4n$ 번째 주사선들간의 주사선 특성이 동일하고, $4+4n$ 번째 주사선들간의 주사선 특성이 동일할 수 있다.

[0074] 도 4a 및 도 4b는 본 발명의 일 실시예에 따른, 인접하는 주사선 간에 주사선 특성이 상이한 경우, 주사선에 대한 영상 처리가 적용됨에 따라, 초음파 이미지 상에 스트릭 아티팩트가 발생하는 것을 설명하기 위한 도면이다.

[0075] 도 4a는 영상 처리 전의 원본 초음파 이미지(410)를 나타낸 도면이다. 원본 초음파 이미지(410)의 빔 집속 방식은 멀티빔포밍 방식 또는 RF 보간 방식일 수 있다. 빔 집속 방식이 멀티빔포밍 방식 또는 RF 보간 방식인 경우, 인접하는 주사선 간에 주사선 특성이 상이할 수 있다.

[0076] 도 4b는 영상 처리 후의 초음파 이미지(420)를 나타내는 도면이다. 초음파 진단 장치(1000)는 원본 초음파 이미지(410)에 영상 처리를 수행할 수 있다. 영상 처리는 예를 들어, 선명화, 해상도 조절, 필터링 및 밝기 조절, 필터링을 포함할 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.

[0077] 인접하는 주사선 간에 주사선 특성이 상이한 원본 초음파 이미지(410)에 영상 처리가 수행됨에 따라, 초음파 이미지(420)에는 전체적으로 스트릭 아티팩트(422)가 발생할 수 있다. 스트릭 아티팩트(422)는 주사선 방향으로 생성된 가늘고 긴 줄무늬일 수 있다.

[0078] 도 4a의 영상 처리 전의 원본 초음파 이미지(410)와 도 4b의 영상 처리 후의 초음파 이미지(420)를 비교하면, 영상 처리 후의 초음파 이미지(420)는 원본 초음파 이미지(410) 보다 선명해지고, 해상도가 높아진 반면, 영상 처리 후의 초음파 이미지(420)에는 원본 초음파 이미지(410)에 없는 스트릭 아티팩트(422)가 발생된 것을 알 수 있다. 스트릭 아티팩트(422)가 발생된 영역에 대응되는, 원본 초음파 이미지(410)내의 영역(412)에는 스트릭 아티팩트가 존재하지 않음을 알 수 있다.

[0079] 도 5는 본 발명의 다른 실시예에 따른, 인접하는 주사선 간에 주사선 특성이 상이한 경우, 주사선에 대한 영상 처리가 적용됨에 따라, 초음파 이미지 상에 스트릭 아티팩트가 발생하는 것을 설명하기 위한 도면이다.

[0080] 도 5를 참조하면, 차분 초음파 이미지(510)는 영상 처리 후의 초음파 이미지(420)와 원본 초음파 이미지(410)의 차이를 나타내는 이미지일 수 있다. 영상 처리 후의 초음파 이미지(420)에 존재하는 스트릭 아티팩트에 의해 차분 초음파 이미지(510)에는 주사선 방향으로 가늘고 긴 줄무늬(520)가 포함될 수 있다.

[0081] 도 6는 본 발명의 일 실시예에 따른, 초음파 진단 장치(1000)가 주사선 특성에 기초하여 주사선에 영상 처리를 수행함으로써 스트릭 아티팩트가 발생하지 않도록 영상 처리를 수행하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[0082] 도 6을 참조하면, 초음파 진단 장치(1000)는 빔 집속 파라미터 기초하여, 프레임(610) 내의 복수개의 주사선을 적어도 하나의 그룹으로 나눔으로써 적어도 하나의 서브 프레임(620 및 630)을 생성하고, 생성된 적어도 하나의

서브 프레임에 대하여 영상 처리를 처리하고, 영상 처리 처리된 적어도 하나의 서브 프레임(640 및 650) 내의 주사선들을 재조합 함으로써, 스트릭 아티팩트가 포함되지 않은 초음파 이미지(660)를 생성할 수 있다.

- [0083] 빔 집속 파라미터는 빔 집속 방식, 빔 스티어링 방향, 집속점의 깊이, 초음파 신호의 주파수 및 구경을 포함할 수 있으나 이에 제한되지 않는다. 또한, 빔 집속 방식은, 아날로그 빔포밍, 디지털 빔포밍, 페이지 로테이션 빔포밍, 멀티빔포밍 및 RF 보간 방식 등을 포함할 수 있다.
- [0084] 초음파 진단 장치(1000)는 빔 집속 방식에 기초하여, 하나의 프레임(610)을 구성하는 복수개의 주사선을 생성할 수 있다. 빔 집속 방식이 멀티빔포밍 또는 RF 보간 방식인 경우, 복수개의 주사선은 인접하는 주사선 간에 주사선 특성이 상이할 수 있다. 예를 들어, 빔 집속 방식이 1개의 주사선을 보간하여 추가로 생성하는 RF 보간 방식인 경우, 제 1 주사선(612) 및 제 3 주사선(616)은 초음파 에코 신호로부터 직접 복호화되어 생성된 주사선일 수 있으며, 제 2 주사선(614)은 제 1 주사선(612) 및 제 3 주사선(616)이 보간됨으로써 생성된 주사선일 수 있다. 이에 따라, 제 1 주사선(612) 및 제 3 주사선(616)의 주사선 특성이 유사하고, 제 2 주사선(614) 및 제 4 주사선(618)의 주사선 특성이 유사할 수 있다.
- [0085] 또한, 빔 집속 방식이 2 멀티빔포밍 방식인 경우, 제 1 주사선(612) 및 제 2 주사선(614)은 제 1 주사선(612) 및 제 2 주사선(614) 사이에 집속점이 위치한 하나의 초음파 송신 빔이 대상체로 송신된 후, 대상체로부터 수신된 초음파 에코 신호에 기초하여 생성한 두 개의 주사선일 수 있다. 이에 따라, 제 1 주사선(612) 및 제 3 주사선(616)의 주사선 특성이 유사하고, 제 2 주사선(614) 및 제 4 주사선(618)의 주사선 특성이 유사할 수 있다.
- [0086] 또한, 빔 집속 방식이 4 멀티빔포밍 방식인 경우, 하나의 초음파 송신 빔에 대응하여 네 개의 주사선이 생성될 수 있으며, 이 경우, 첫 번째 주사선과 다섯 번째 주사선의 주사선 특성이 유사하고, 두 번째 주사선과 여섯 번째 주사선의 주사선 특성이 유사할 수 있다.
- [0087] 이에 따라, 초음파 진단 장치(1000)는 초음파 진단 장치(1000)에 설정된 빔 집속 파라미터에 기초하여, 주사선 특성이 유사한 주사선들을 하나의 그룹으로 그룹핑할 수 있다.
- [0088] 예를 들어, 빔 집속 방식이 1개의 주사선을 보간하여 추가로 생성하는 RF 보간 방식 또는 2 멀티빔포밍 방식인 경우, 초음파 진단 장치(1000)는, 주사선의 순서에 기초하여, 홀수번째 주사선인 제 1 주사선(612) 및 제 3 주사선(616)을 제 1 그룹으로, 짝수번째 주사선인 제 2 주사선(614)과 제 4 주사선(618)을 제 2 그룹으로 나눌 수 있다.
- [0089] 프레임 내의 복수개의 주사선을 제 1 그룹 및 제 2 그룹으로 나눔에 따라, 초음파 진단 장치(1000)는 제 1 그룹의 주사선에 기초하여, 제 1 서브 프레임(620)을 생성하고, 제 2 그룹의 주사선에 기초하여, 제 2 서브 프레임(630)을 생성할 수 있다.
- [0090] 프레임(610) 내의 복수개의 주사선을 그룹핑하여 제 1 서브 프레임(620)과 제 2 서브 프레임(630)을 생성한 후, 초음파 진단 장치(1000)는, 프레임(610)에 대하여 영상 처리를 수행하지 않고, 제 1 서브 프레임(620)과 제 2 서브 프레임(630) 각각에 영상 처리를 수행할 수 있다. 영상 처리는, 이미지의 품질을 향상시키기 위해 이미지에 적용되는 모든 필터링을 포함할 수 있으며, 예를 들어, 선명화 필터링, 해상도 조절 필터링 및 밝기 조절 필터링을 포함할 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.
- [0091] 초음파 진단 장치(1000)는 영상 처리된 제 1 서브 프레임(640) 및 제 2 서브 프레임(650) 내의 주사선들을 재조합하여 프레임(610)에 대응하는 초음파 이미지(660)를 생성할 수 있다.
- [0092] 예를 들어, 초음파 진단 장치(1000)는, 적어도 하나의 그룹으로 나뉘지기 전의 프레임(610) 내의 복수개의 주사선들의 순서에 따라, 영상 처리 처리된 적어도 하나의 서브 프레임(640 및 650) 내의 주사선들을 재배치함으로써, 프레임(610)에 대응하는 초음파 이미지(660)를 생성할 수 있다.
- [0093] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른, 영상 처리 후에도 스트릭 아티팩트가 생성되지 않은 초음파 이미지를 나타내는 도면이다.
- [0094] 도 7을 참조하면, 초음파 진단 장치(1000)는 초음파 진단 장치(1000)에 설정된 빔 집속 방식에 기초하여, 도 4(a)의 원본 초음파 이미지(410) 내의 복수개의 주사선을 그룹핑함으로써 적어도 하나의 서브 프레임을 생성하고, 생성된 서브 프레임에 대하여 영상 처리를 수행함으로써, 스트릭 아티팩트가 발생되지 않은 초음파 이미지(710)를 생성할 수 있다.

- [0095] 도 7의 초음파 이미지(710)은 도 4(b)의 영상 처리 후의 초음파 이미지(420)와 같이 선명해지고, 해상도가 높아진 반면, 도 4(b)의 영상 처리 후의 초음파 이미지(420)에서 스트릭 아티팩트가 발생하였던 영역에 대응하는 도 7의 초음파 이미지(710) 내의 영역(712)에는 스트릭 아티팩트가 발생하지 않은 것을 알 수 있다.
- [0096] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른, 스트릭 아티팩트가 발생한 초음파 이미지와 발생하지 않은 초음파 이미지를 비교하기 위한 도면이다.
- [0097] 도 8을 참조하면, 초음파 진단 장치(1000)는 멀티빔포밍 방식 또는 RF 보간 방식에 기초하여 복수의 주사선을 생성하고, 생성된 주사선에 기초하여, 원본 초음파 이미지(810)를 생성할 수 있다.
- [0098] 초음파 진단 장치(1000)는 원본 초음파 이미지(810)에 영상 처리를 수행할 수 있다. 멀티빔포밍 방식 또는 RF 보간 방식에 따라 생성된 주사선의 경우, 인접한 주사선 간에 주사선 특성이 상이할 수 있다. 이에 따라, 영상 처리가 수행된 후의 초음파 이미지(820)에는 스트릭 아티팩트가 생성될 수 있다. 예를 들어, 원본 초음파 이미지의 오른쪽 아래 영역(812)은 스트릭 아티팩트가 존재하지 않으나, 영상 처리가 수행된 후의 초음파 이미지(820)의 오른쪽 아래 영역(822)은 스트릭 아티팩트가 생성된 것을 알 수 있다.
- [0099] 초음파 진단 장치(1000)는, 빔 집속 방식이 멀티빔포밍 방식 또는 RF 보간 방식으로 설정된 경우, 설정된 빔 집속 방식에 기초하여, 원본 초음파 이미지(810) 내의 복수개의 주사선을 적어도 하나의 서브 프레임으로 그룹핑하고, 적어도 하나의 서브 프레임에 대하여 영상 처리를 처리함으로써 스트릭 아티팩트가 포함되지 않은 초음파 이미지(830)를 생성할 수 있다.
- [0100] 서브 프레임에 대하여 영상 처리가 수행된 이미지(830)의 오른쪽 아래 영역(832)에는 스트릭 아티팩트가 포함되지 않은 것을 알 수 있다.
- [0101] 도 9는 본 발명의 다른 실시 예와 관련된 초음파 진단 장치(1000)의 구성을 도시한 블록도이다. 일 실시 예에 의한 초음파 진단 장치(1000)는 프로브(20), 초음파 송수신부(1100), 영상 처리부(1200), 통신부(1300), 디스플레이(1400), 메모리(1500), 입력 디바이스(1600), 및 제어부(1700)를 포함할 수 있으며, 상술한 여러 구성들은 버스(1800)를 통해 서로 연결될 수 있다.
- [0102] 초음파 진단 장치(1000)는 카드형뿐만 아니라 휴대형으로도 구현될 수 있다. 휴대형 초음파 진단 장치(1000)의 예로는 팩스 뷰어(PACS, Picture Archiving and Communication System viewer), 스마트폰(Smartphone), 랩탑 컴퓨터, PDA, 태블릿 PC 등이 있을 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.
- [0103] 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.
- [0104] 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.
- [0105] 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.
- [0106] 영상 처리부(1200)는 초음파 송수신부(1100)에서 생성된 초음파 데이터에 대한 주사 변환(scan conversion) 과

정을 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.

- [0107] 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.
- [0108] 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.
- [0109] 일 실시 예에 의한 영상 생성부(1220)는, 볼륨 데이터에 대한 볼륨 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.
- [0110] 디스플레이부(1400)는 생성된 초음파 영상을 표시 출력한다. 디스플레이부(1400)는, 초음파 영상뿐 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.
- [0111] 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.
- [0112] 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.
- [0113] 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.
- [0114] 근거리 통신 모듈(1310)은 소정 거리 이내의 근거리 통신을 위한 모듈을 의미한다. 본 발명의 일 실시 예에 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.
- [0115] 유선 통신 모듈(1320)은 전기적 신호 또는 광 신호를 이용한 통신을 위한 모듈을 의미하며, 일 실시 예에 의한 유선 통신 기술에는 트위스티드 페어 케이블(twisted pair cable), 동축 케이블, 광섬유 케이블, 이더넷(ethernet) 케이블 등이 있을 수 있다.
- [0116] 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.
- [0117] 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.
- [0118] 메모리(1500)는 플래시 메모리, 하드디스크, EEPROM 등 여러 가지 종류의 저장매체로 구현될 수 있다. 또한, 초

음과 진단 장치(1000)는 웹 상에서 메모리(1500)의 저장 기능을 수행하는 웹 스토리지(web storage) 또는 클라우드 서버를 운영할 수도 있다.

[0119] 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.

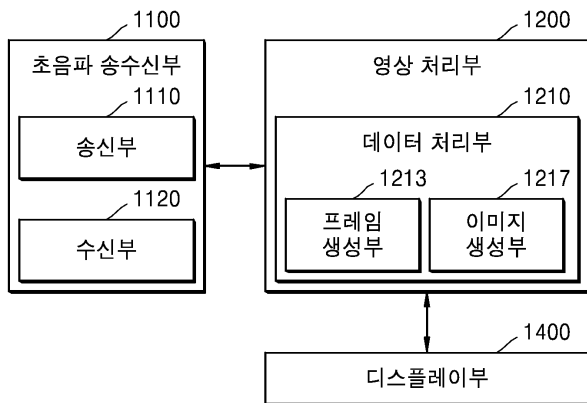
[0120] 제어부(1700)는 초음파 진단 장치(1000)의 동작을 전반적으로 제어한다. 즉, 제어부(1700)는 도 9에 도시된 프로브(20), 초음파 송수신부(1100), 영상 처리부(1200), 통신부(1300), 디스플레이부(1400), 메모리(1500), 및 입력 디바이스(1600) 간의 동작을 제어할 수 있다.

[0121] 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.

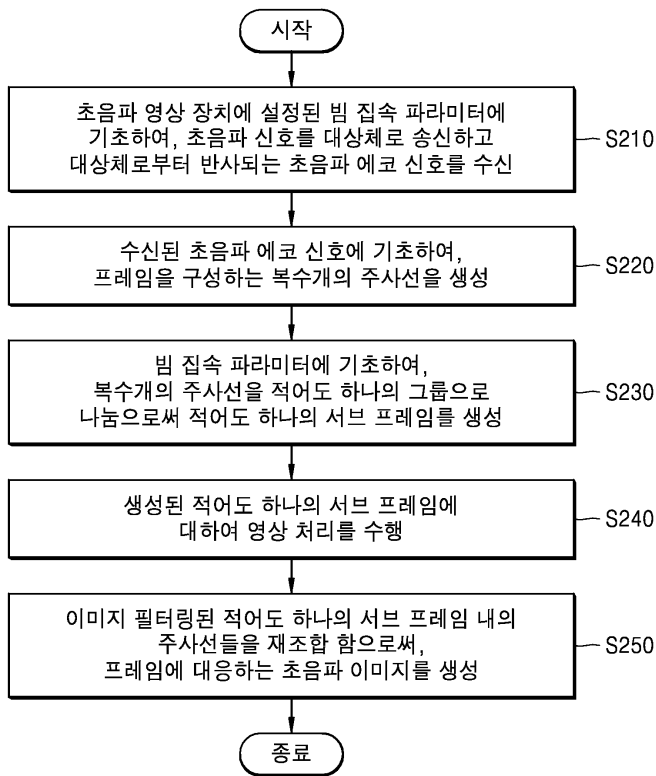
[0122] 본원 발명의 실시 예 들과 관련된 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 상기 기재의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로, 개시된 방법들은 한정적인 관점이 아닌 설명적 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 발명의 상세한 설명이 아닌 특허청구 범위에 나타나며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

도면

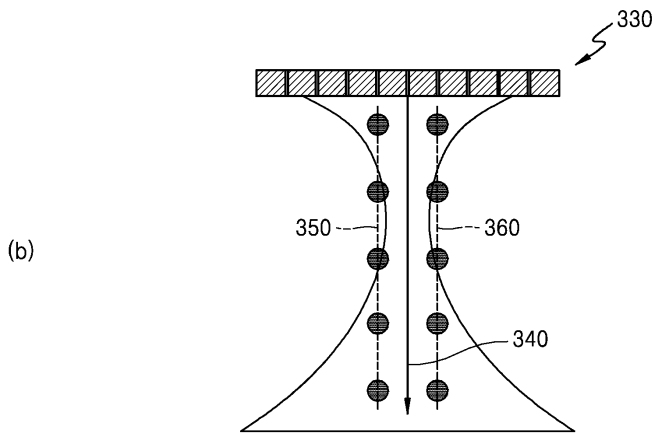
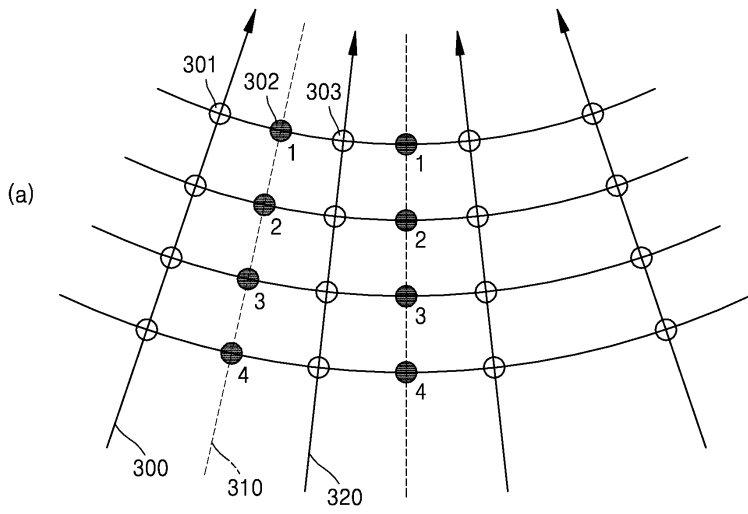
도면1



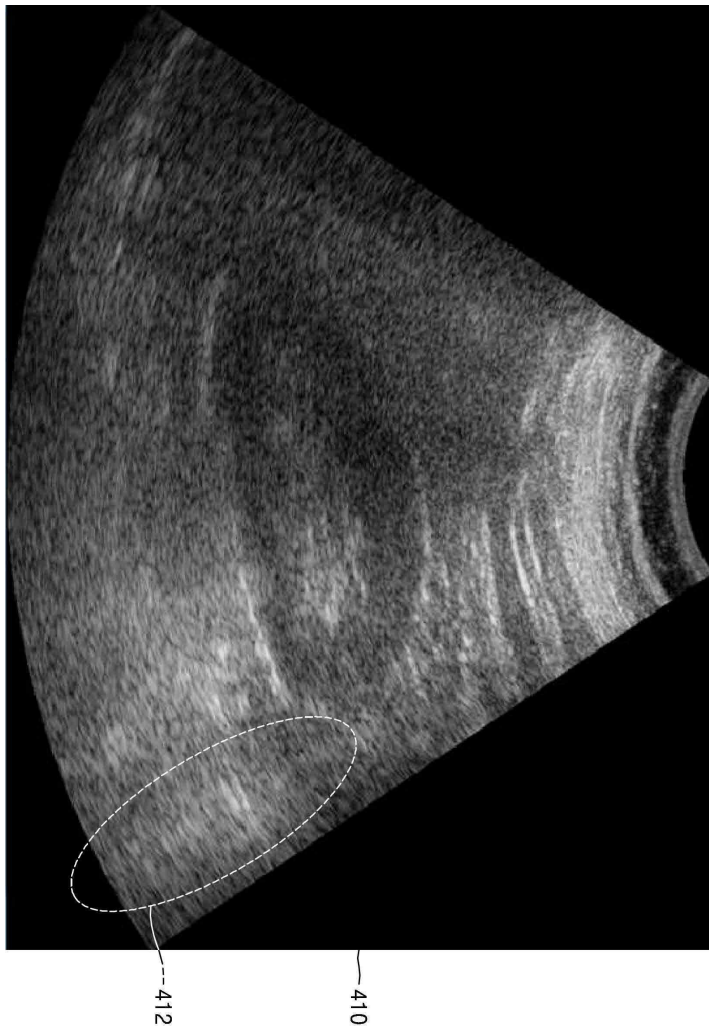
도면2



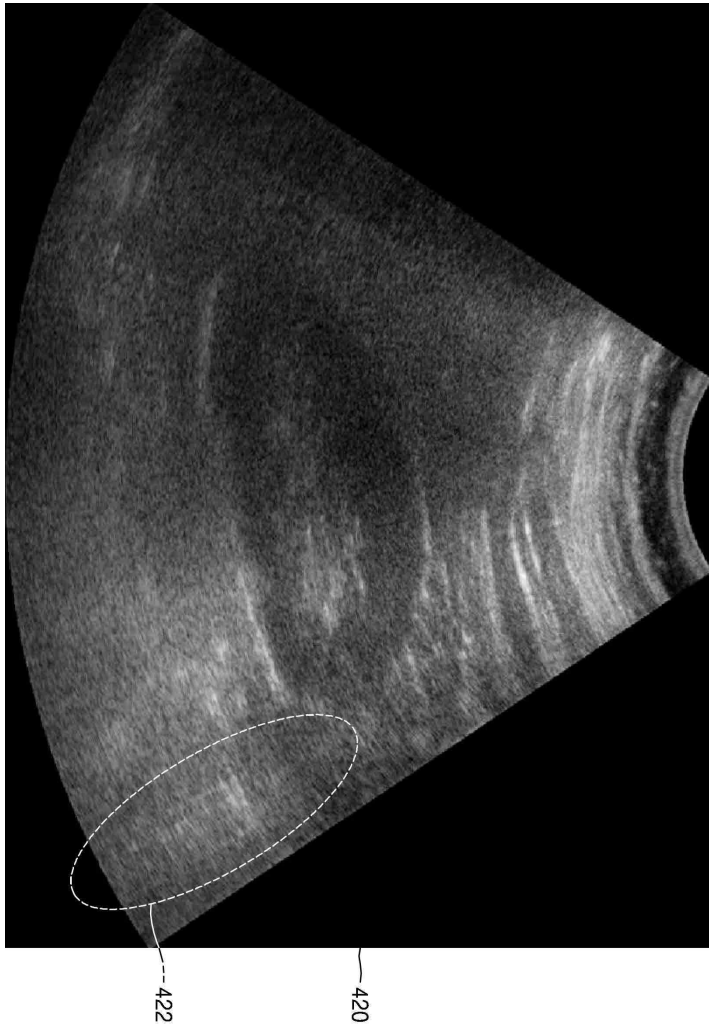
도면3



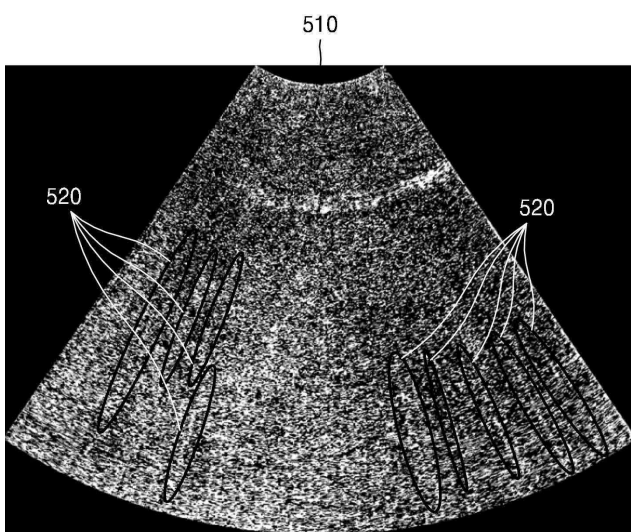
도면4a



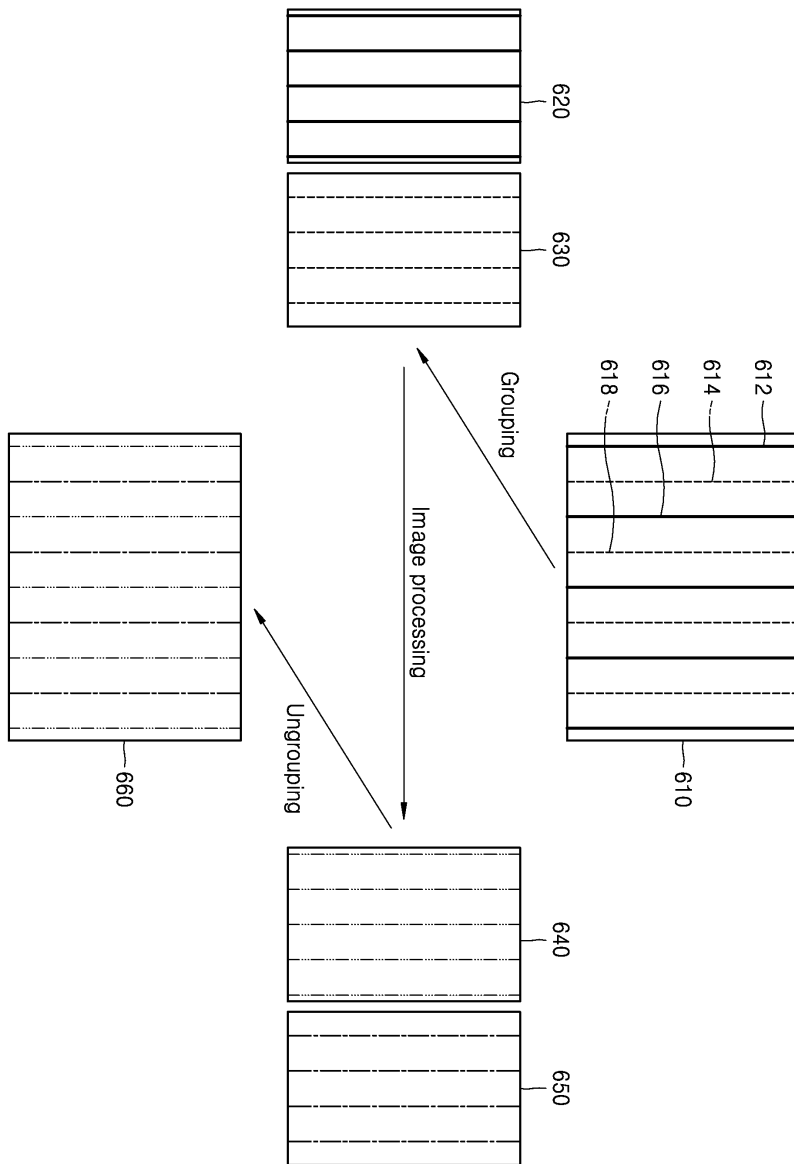
도면4b



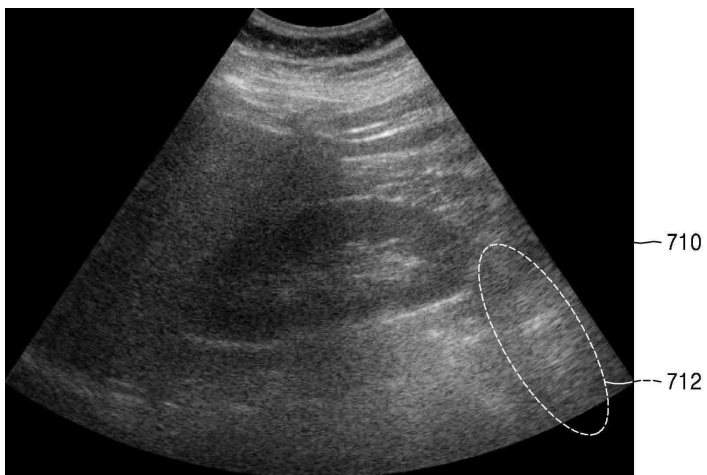
도면5



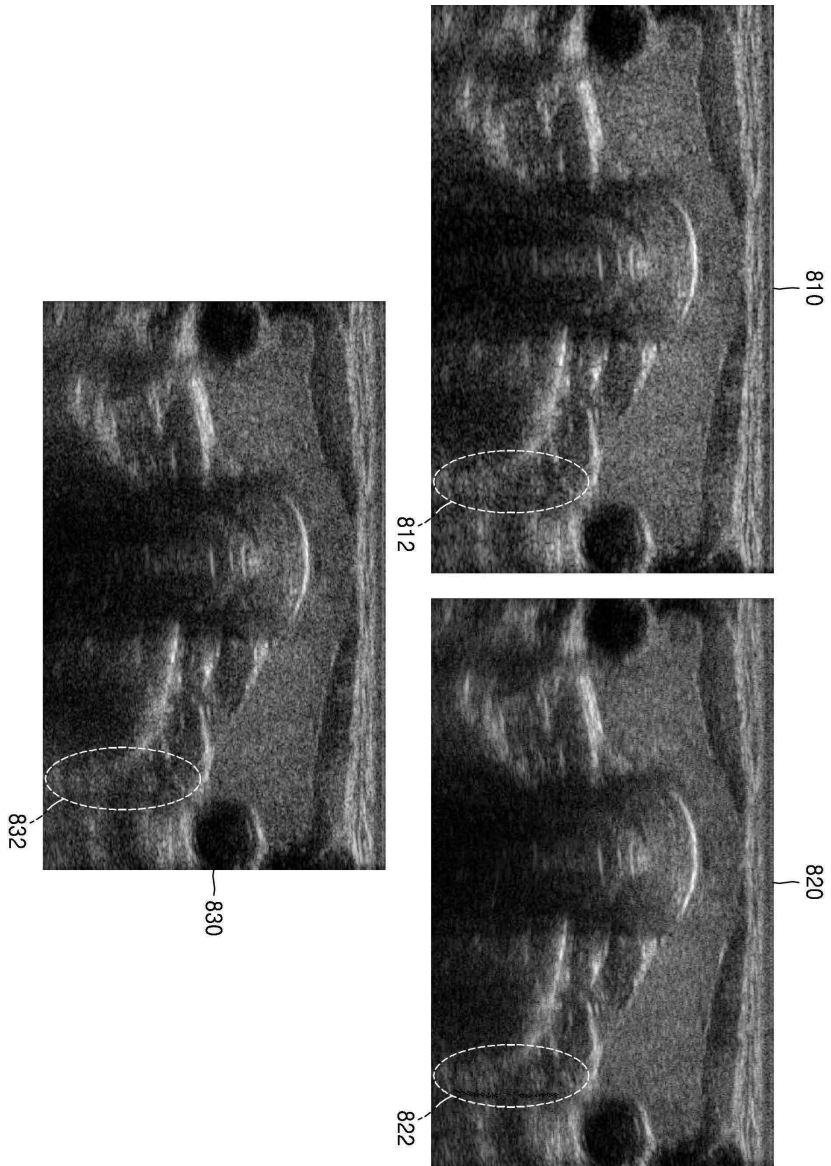
도면6



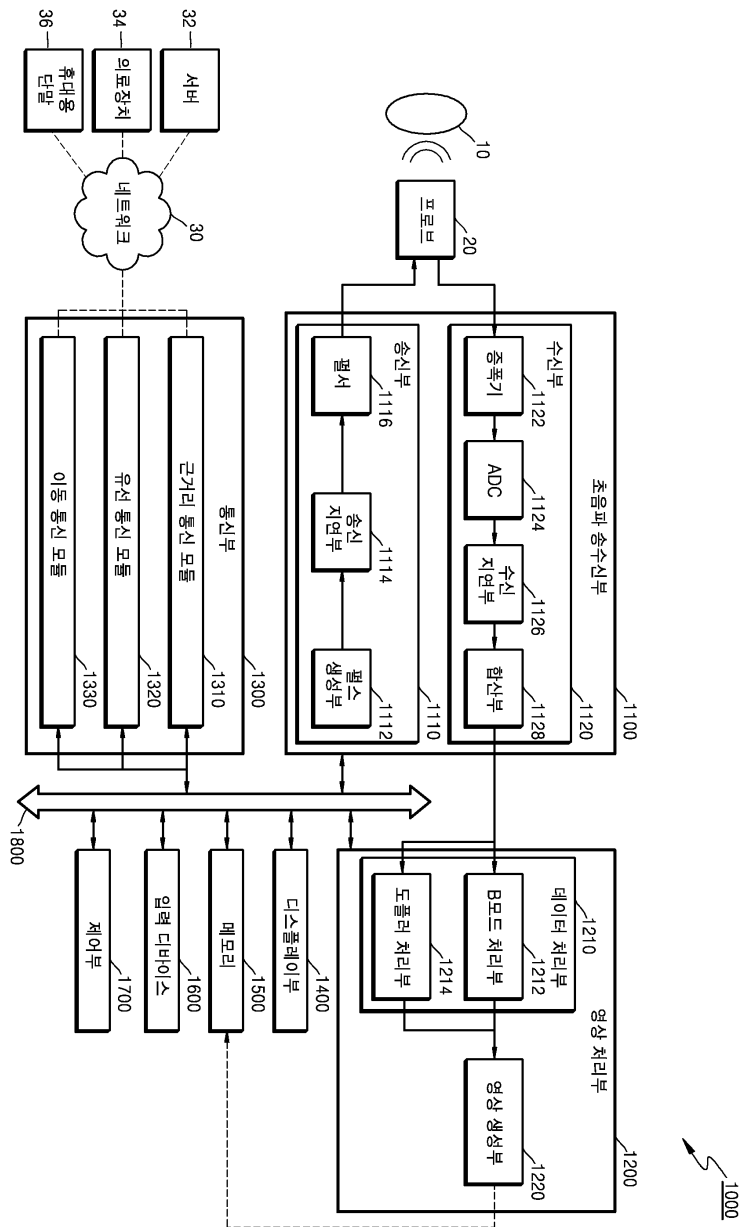
도면7



도면8



도면9



专利名称(译)	发明名称伪像去除方法及其诊断装置		
公开(公告)号	KR1020160117110A	公开(公告)日	2016-10-10
申请号	KR1020150082573	申请日	2015-06-11
[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	JEON KANG WON 전강원 LEE HYUN TAEK 이현택 HWANG MUN KYEONG 황문경		
发明人	전강원 이현택 황문경		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/5269 A61B8/54 A61B8/145 A61B8/46		
优先权	62/140771 2015-03-31 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了根据该实施例的医学成像装置，包括图像处理单元，该图像处理单元基于超声波发送器 - 接收器部件产生包括框架的多个扫描线，该超声波发送器 - 接收器部件接收基于固定束将超声波信号发送到超声波图像装置的超声波回波信号。对象的会聚参数和从对象反射的，并且接收的超声回波信号通过将多条扫描线分成至少一组而产生至少一个基于光束会聚参数的子帧，并且它执行关于生成的图像处理。至少一个子帧并且它在图像处理的至少一个子帧内重新混合扫描线，并且以这种方式在帧中产生相应的超声图像，并且显示部分显示所生成的超声图像。

