



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2020년01월23일

(11) 등록번호 10-2069949

(24) 등록일자 2020년01월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/08 (2006.01) G06T 5/00 (2019.01)

(52) CPC특허분류

A61B 8/52 (2013.01)

G06T 5/001 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2017-0137057

(22) 출원일자 2017년10월23일

심사청구일자 2017년10월23일

(65) 공개번호 10-2019-0044758

(43) 공개일자 2019년05월02일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020130090219 A

(뒷면에 계속)

(73) 특허권자

서강대학교산학협력단

서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)

(72) 발명자

유양모

서울특별시 영등포구 당산로 214 삼성래미안4차아파트 419동 1804호

김성찬

경기도 의정부시 송양로 45 (낙양동, 양지마을 8단지)806-105

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

장원수

전체 청구항 수 : 총 15 항

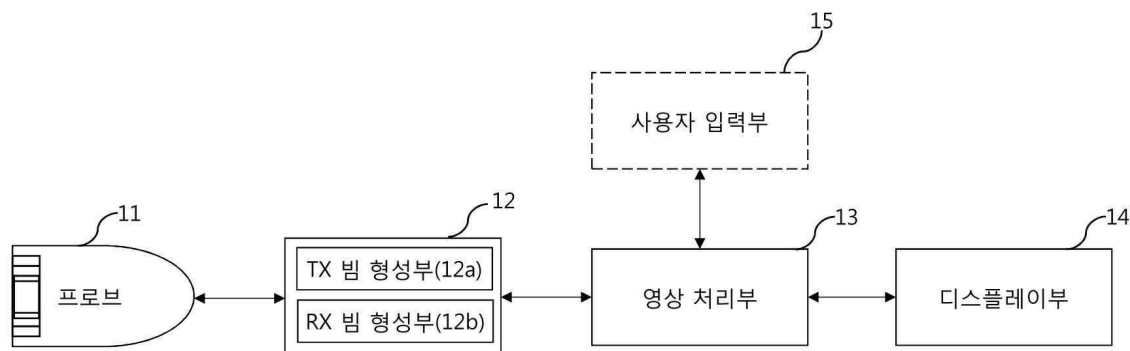
심사관 : 이종은

(54) 발명의 명칭 3차원 초음파 영상 복원 방법 및 그 초음파 영상 장치

(57) 요약

초음파 영상 장치가 초음파 영상을 복원하는 방법 및 그 초음파 영상 장치가 개시된다. 본 초음파 영상 복원 방법은, 대상체로부터 제1 좌표계 상의 3차원 초음파 에코신호를 채널 별로 획득하는 단계, 타겟하는 단면의 제2 좌표계 상의 물리적 위치 정보를 기초로, 채널 별 송수신 지연시간을 획득하는 단계, 송수신 지연시간에 대응되는 위상값을 획득하는 단계, 위상값을 기초로 3차원 초음파 에코신호를 위상회전하여, 제2 좌표계 상의 각 물리적 위치 정보에 대응되는 신호값을 획득하는 단계, 및 신호값을 기초로 타겟하는 단면의 초음파 영상을 복원하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도1



- | | |
|---|--|
| <p>(52) CPC특허분류
G06T 2207/10132 (2013.01)</p> <p>(72) 발명자
강진범
서울특별시 성북구 오패산로 84, 703-107(
하월곡동, 래미안월곡아파트)</p> <p>송일섭
경기도 성남시 중원구 둔촌대로113번길 12-12, 3
층(성남동,301호)</p> | <p>(56) 선행기술조사문헌
KR101312309 B1
KR101646627 B1
US5581517 A
US4796236 A</p> |
|---|--|

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	IITP-2017-2012-0-00603
부처명	과학기술정보통신부
연구관리전문기관	정보통신기술진흥센터
연구사업명	ICT융합고급인력과정지원사업
연구과제명	현장진료를 위한 IT융합 휴대용 초음파 영상 시스템 개발
기 여 율	1/2
주관기관	서강대학교 산학협력단
연구기간	2017.01.01 ~ 2017.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	NRF-2017M3A9F1028497
부처명	과학기술정보통신부
연구관리전문기관	한국연구재단
연구사업명	바이오의료기술개발사업
연구과제명	초음파 기반의 패치형 방광 모니터링 헬스케어 시스템 개발
기 여 율	1/2
주관기관	서강대학교 산학협력단
연구기간	2017.04.01 ~ 2017.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

초음파 영상 장치의 초음파 영상 복원 방법에 있어서,
 대상체로부터 제1 좌표계 상의 3차원 초음파 에코신호를 채널 별로 획득하는 단계;
 타겟하는 단면의 제2 좌표계 상의 물리적 위치 정보를 기초로, 상기 채널 별 송수신 지연시간을 획득하는 단계;
 상기 송수신 지연시간에 대응되는 위상값을 획득하는 단계;
 상기 위상값을 기초로 상기 3차원 초음파 에코신호를 위상회전하여, 상기 제2 좌표계 상의 각 물리적 위치 정보에 대응되는 신호값을 획득하는 단계; 및
 상기 신호값을 기초로 상기 타겟하는 단면의 초음파 영상을 복원하는 단계를 포함하는 초음파 영상 복원 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
 상기 타겟하는 단면의 물리적 위치 정보는, 상기 초음파 영상의 해상도를 기초로 결정된 상기 제2 좌표계에서의 각 화소점의 위치인 것인 초음파 영상 복원 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,
 상기 송수신 지연시간을 산출하는 단계는,
 상기 제2 좌표계에서의 각 화소점의 좌표, 상기 제1 좌표계에서의 초음파 신호의 송신 좌표 및 초음파의 속도를 기초로, 송신 지연시간을 산출하는 단계; 및
 상기 제2 좌표계에서의 상기 각 화소점의 좌표, 상기 제1 좌표계에서의 초음파 에코신호에 대한 채널 좌표 및 초음파의 속도를 기초로, 수신 지연시간을 산출하는 단계를 포함하는 것인 초음파 영상 복원 방법.

청구항 4

제 2 항에 있어서,
 상기 신호값을 획득하는 단계는
 상기 3차원 초음파 에코신호로부터 I 신호(In-Phase)와 Q 신호(Quadrature)를 추출하는 단계;
 상기 위상값을 기초로, 상기 I 신호와 상기 Q 신호 각각을 위상회전하는 단계;
 상기 각 위상회전된 결과값들을 기초로 스캔라인 데이터를 산출하는 단계; 및
 복수의 스캔라인 데이터의 합을 기초로, 상기 각 화소점에 대응되는 신호값을 획득하는 단계를 포함하는 것인 초음파 영상 복원 방법.

청구항 5

제 4 항에 있어서,
 상기 복수의 스캔라인 데이터는,
 상기 각 화소점에 인접한 적어도 하나의 프레임으로부터 선택되며, 상기 각 화소점과의 거리를 기초로 설정된 가중치값을 포함하는 것인 초음파 영상 복원 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,
상기 타겟하는 단면은,
상기 3차원 초음파 에코신호에 대응되는 볼륨 내에 위치하는 임의 단면인 것인 초음파 영상 복원 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,
상기 타겟하는 단면의 물리적 위치 정보는,
기준 단면의 상기 제2 좌표계 상의 좌표를 기초로 상기 타겟하는 단면의 이동 방향 및 회전값을 이용하여 산출되는 것인 초음파 영상 복원 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서,
상기 제1 좌표계는 극좌표계이며, 상기 제2 좌표계는 3차원 데카르트 좌표계인 것인 초음파 영상 복원 방법.

청구항 9

초음파 영상을 복원하는 프로그램을 저장하는 저장부(memory); 및
상기 프로그램을 실행하는 제어부(processor)를 포함하되,
상기 제어부는 상기 프로그램이 실행됨에 따라,
대상체로부터 제1 좌표계 상의 3차원 초음파 에코신호를 채널 별로 획득하고, 타겟하는 단면의 제2 좌표계 상의 물리적 위치 정보를 기초로, 상기 채널 별 송수신 지연시간을 획득하며, 상기 송수신 지연시간에 대응되는 위상값을 획득하고,
상기 위상값을 기초로 상기 3차원 초음파 에코신호를 위상회전하여, 상기 제2 좌표계 상의 각 물리적 위치 정보에 대응되는 신호값을 획득하고,
상기 신호값을 기초로 상기 타겟하는 단면의 초음파 영상을 복원하는 초음파 영상 장치.

청구항 10

제 9 항에 있어서,
상기 타겟하는 단면의 물리적 위치 정보는, 상기 초음파 영상의 해상도를 기초로 결정된 상기 제2 좌표계에서의 각 화소점의 위치인 것인 초음파 영상 장치.

청구항 11

제 10 항에 있어서,
상기 제어부는
상기 제2 좌표계에서의 각 화소점의 좌표, 상기 제1 좌표계에서의 초음파 신호의 송신 좌표 및 초음파의 속도를 기초로, 송신 지연시간을 산출하고,
상기 제2 좌표계에서의 상기 각 화소점의 좌표, 상기 제1 좌표계에서의 초음파 에코신호에 대한 채널 좌표 및 초음파의 속도를 기초로, 수신 지연시간을 산출하는 것인 초음파 영상 장치.

청구항 12

제 10 항에 있어서,
상기 제어부는
상기 3차원 초음파 에코신호로부터 I 신호(In-Phase)와 Q 신호(Quadrature)를 추출하고, 상기 위상값을 기초로 상기 I 신호와 상기 Q 신호 각각을 위상회전하며,

상기 각 위상회전된 결과값들을 기초로 스캔라인 데이터를 산출하고, 복수의 스캔라인 데이터의 합을 기초로, 상기 각 화소점에 대응되는 신호값을 획득하는 것인 초음파 영상 장치.

청구항 13

제 9 항에 있어서,

상기 타겟하는 단면은,

상기 3차원 초음파 에코신호에 대응되는 볼륨 내에 위치하는 임의 단면이며,

상기 제어부는,

기준 단면의 상기 제2 좌표계 상의 좌표를 기초로 상기 타겟하는 단면의 이동 방향 및 회전값을 이용하여 상기 임의 단면의 물리적 위치 정보를 산출하는 것인 초음파 영상 장치.

청구항 14

초음파 영상 장치에 있어서,

제1 좌표계 상의 3차원 초음파 에코신호를 수신하는 복수의 채널을 포함하는 프로브(probe);

각 채널로부터 수신된 상기 3차원 초음파 에코신호와 타겟하는 단면의 제2 좌표계 상의 물리적 위치 정보를 기초로, 상기 채널 별 송수신 지연시간을 획득하고, 상기 송수신 지연시간에 대응되는 위상값을 획득하며, 상기 위상값을 기초로 상기 3차원 초음파 에코신호를 위상회전하여, 상기 각 물리적 위치 정보에 대응되는 신호값을 획득하는 RX 빔 형성부; 및

상기 각 물리적 위치 정보에 대응되는 신호값을 기초로 상기 타겟하는 단면의 초음파 영상을 복원하는 영상 처리부를 포함하는 것인 초음파 영상 장치.

청구항 15

제 1 항 내지 제 8 항 중 어느 한 항의 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001]

본 발명은 3차원 초음파 영상 복원 방법 및 그 초음파 영상 장치에 관한 것으로서, 보다 구체적으로, 타겟하는 단면의 해상도를 기초로 화소 별로 집속된 3차원 초음파 에코신호에 기반하여 고화질의 초음파 영상을 복원하는 방법 및 그 초음파 영상 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002]

초음파 영상 시스템(ultrasound imaging system)은 비침습적으로 생체 내 조직모양을 실시간으로 관찰할 수 있는 의료영상기술의 하나로서, 생체의 특정부위에 초음파를 주사하면서 조사하여 음향임피던스가 다른 조직의 경계면에서 반사하는 초음파를 수신, 영상화 하는 기술이다. 초음파영상 방식 중 보통 사용하는 B 모드는 반사초음파(echo)의 세기를 휘도변조 (brightness modulation)하여 휘점으로 하고 이 휘점을 순차로 이동시킴으로서 이동방향에 수직한 면의 단층영상을 얻는 영상법이다. 초음파 영상 시스템은 X선 상 시스템, X선 CT스캐너, MRI, 핵의학 진단장치 등의 다른 영상 시스템과 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.

[0003]

최근 초음파영상기술은 생체 내의 입체적 정보를 3D로 표시하는 것이 가능하다. 이런 공간적 정보량의 증가에 대해 필요한 정보를 간편하게 표시할 수 있는 여러 가지 방법이 개발되고 있다. 3차원 정보를 표시하는 방법으로는 복셀 데이터(voxel data), 다중평면재구성(MPR: Multi Planar Reformatting), TUI(Tomographic Ultrasound Imaging), VCI(Volume Contrast Imaging), MIP(Maximum Intensity Projection), 표면 렌더링, 볼륨 렌더링 등이 있다.

[0004] 특히, 다중평면재구성(MPR: Multi Planar Reformatting)은 삼차원 의료 데이터에서 사용자가 지정한 단면의 영상을 생성하는 볼륨 가시화 기법으로 초음파 영상 시스템에 필수적으로 이용되고 있다.

[0005] 이러한, MPR 은 복수 개의 떨어져 이격된 평면들을 표현하는 초음파 데이터를 필요로하며, 데이터의 수십 개 또는 수백 개의 이미지들 또는 프레임들로 구성되는 커다란 데이터 세트들이 취득한다. 각각의 이미지 또는 프레임(frame)은 샘플들의 그리드로 구성된다. 이때, 샘플들은 취득 포맷(예컨대, 극좌표 또는 원통 좌표 포맷)으로 샘플링된 후, 시각화되기 위해 데카르트 좌표(즉, 직교좌표)로 변환된다. 이를 위한 변환 기술에는 Direct 주사선 변환, Separable 주사선 변환 등이 있다. 하지만, 이러한 주사선 변환 과정을 사용하면 보간(interpolation) 과정을 통해 미확정된 화소값을 산출하기 때문에 송신 주사선으로부터 비교적 멀리 떨어져있는 화소점에 대한 화소값에 대해서는 영상이 흐려지는 블러링 아티팩트(blurring artifact)가 발생된다.

[0006] 따라서, 종래의 기술은 초음파 영상에서 블러링 아티팩트를 최소화하기 위한 화소단위 빔포밍(beam-forming) 기법에 대한 연구가 지속되어 왔다. 그러나, 종래의 기술은 2차원 초음파 영상에 적용되는데에 그치고 있으며, MPR 과 같이 3차원 초음파 영상을 제공하는 기법에 적용되지 못하고 있다. 또한, 종래의 기법을 3차원 영상에 적용하는 것은 과도한 연산량을 요구하게 되어 실용화하기 어렵다는 문제점이 있다.

선행기술문헌

[0007] 대한민국 공개특허 KR 10-2014-0070009 호 (발명의 명칭: 광음향 및 초음파 영상의 화소단위 영상 구성 방법 및 그 장치)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명은 상술한 문제점을 해결하기 위한 것으로, 본 발명의 목적은 3차원 초음파 영상을 복원함에 있어서 영상의 질을 저하시키는 블러링 아티팩트(blurring artifact)를 제거하고, 영상의 선명도와 대조도를 향상시킬 수 있는 영상화 방법을 제시하는데에 있다. 또한, 고화질의 3차원 초음파 영상을 복원하는데에 있어서, 연산량을 최소화하는데에 그 목적이 있다.

[0009] 다만, 본 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0010] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 발명의 제 1 측면에 따른 초음파 영상 장치의 초음파 영상 복원 방법은, 대상체로부터 제1 좌표계 상의 3차원 초음파 에코신호를 채널 별로 획득하는 단계; 타겟하는 단면의 제2 좌표계 상의 물리적 위치 정보를 기초로, 상기 채널 별 송수신 지연시간을 획득하는 단계; 송수신 지연시간에 대응되는 위상값을 획득하는 단계; 위상값을 기초로 3차원 초음파 에코신호를 위상회전하여, 제2 좌표계 상의 각 물리적 위치 정보에 대응되는 신호값을 획득하는 단계; 및 신호값을 기초로 타겟하는 단면의 초음파 영상을 복원하는 단계를 포함한다.

[0011] 또한, 본 발명의 제2 측면에 따른 초음파 영상 장치는, 초음파 영상을 복원하는 프로그램을 저장하는 저장부(memory); 및 상기 프로그램을 실행하는 제어부(processor)를 포함한다. 이때, 상기 제어부는 상기 프로그램이 실행됨에 따라, 대상체로부터 제1 좌표계 상의 3차원 초음파 에코신호를 채널 별로 획득하고, 타겟하는 단면의 제2 좌표계 상의 물리적 위치 정보를 기초로, 채널 별 송수신 지연시간을 획득하며, 송수신 지연시간에 대응되는 위상값을 획득하고, 위상값을 기초로 3차원 초음파 에코신호를 위상회전하여, 제2 좌표계 상의 각 물리적 위치 정보에 대응되는 신호값을 획득하고, 신호값을 기초로 타겟하는 단면의 초음파 영상을 복원한다.

[0012] 또한, 본 발명의 제3 측면에 따른 초음파 영상 장치는 제1 좌표계 상의 3차원 초음파 에코신호를 수신하는 복수의 채널을 포함하는 프로브; 각 채널로부터 수신된 3차원 초음파 에코신호와 타겟하는 단면의 제2 좌표계 상의 물리적 위치 정보를 기초로, 상기 채널 별 송수신 지연시간을 획득하고, 송수신 지연시간에 대응되는 위상값을 획득하며, 위상값을 기초로 3차원 초음파 에코신호를 위상회전하여, 각 물리적 위치 정보에 대응되는 신호값을 획득하는 RX 빔 형성부; 및 각 물리적 위치 정보에 대응되는 신호값을 기초로 타겟하는 단면의 초음파 영상을 복원하는 영상 처리부를 포함한다.

[0013] 또한, 본 발명의 제 4 측면은, 상기 제 1 측면의 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능

한 기록 매체를 제공한다.

발명의 효과

[0014] 이상과 같은 다양한 실시 예들에 따르면, 초음파 영상을 복원하는데에 있어서 디지털 스캔 변환 과정을 생략함으로써, 디지털 스캔 변환 과정에서 발생하는 왜곡 및 블러링 아티팩트의 발생을 제거할 수 있다. 따라서, 고화질의 초음파 영상을 복원할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0015] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치의 구성을 도시한 블록도이다.
 도 2는 수학적 식 1에 따른 송수신 지연시간의 산출 과정을 도시한 예이다.
 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 RX 빔 형성부의 구성을 상세하게 도시한 도면이다.
 도 4는 도 3의 RX 빔 형성부의 각 구성이 3차원 초음파 에코신호로부터 각 화소점에 대응되는 신호값을 생성하는 과정을 상세하게 도시한 일례이다.
 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치가 초음파 영상을 복원하는 방법을 설명하기 위한 순서도이다.
 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치를 인체 모사 팬텀에 적용하여 획득된 3차원 초음파 에코신호로부터 कोरो날 뷰(coronal view)를 복원한 결과를 도시한다.
 도 7은 도 6의 점선으로 표시된 박스를 확대한 부분에 대하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 방법으로 영상 복원한 결과와 종래의 기법으로 초음파 영상 복원 결과를 비교한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0016] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본 발명의 실시예를 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.

[0017] 또한, 도면을 참고하여 설명하면서, 같은 명칭으로 나타낸 구성일지라도 도면에 따라 도면 번호가 달라질 수 있고, 도면 번호는 설명의 편의를 위해 기재된 것에 불과하고 해당 도면 번호에 의해 각 구성의 개념, 특징, 기능 또는 효과가 제한 해석되는 것은 아니다.

[0018] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 "연결"되어 있다고 할 때, 이는 "직접적으로 연결"되어 있는 경우뿐 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 "전기적으로 연결"되어 있는 경우도 포함한다. 또한 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미하며, 하나 또는 그 이상의 다른 특징이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[0019] 명세서 전체에서 대상체(object)는 초음파 영상 장치의 측정 대상이 되는 것으로, 사람이나 동물 또는 그 일부를 포함하는 것일 수 있다. 또한, 대상체는 심장, 뇌 또는 혈관과 같은 각종 장기나 다양한 종류의 팬텀(phantom)을 포함할 수 있다.

[0020] 또한, 명세서 전체에서 사용자는 의료전문가로서 의사, 간호사, 임상병리사, 의료영상 전문가 등이 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0021] 이하, 첨부된 도면을 참고하여 본 발명의 일 실시예를 상세히 설명하기로 한다.

[0022] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(10)의 구성을 도시한 블록도이다.

[0023] 도 1에 도시된 바와 같이, 초음파 영상 장치(10)는 프로브(probe)(11), 빔 형성부(Beam Former)(12), 영상 처리부(13) 및 디스플레이부(14)를 포함한다.

[0024] 아울러, 초음파 영상 장치(10)는 사용자의 입력정보를 수신하도록 동작하는 사용자 입력부(15)를 더 포함할 수

있다. 입력정보는 관심영역(region of interest, ROI)에 설정하는 입력정보, 동작 모드를 설정하는 입력정보 등을 포함할 수 있다. 또한, 사용자 입력부(15)는 키 패드, 마우스, 터치 패널, 트랙볼, 조그 휠, 조그 스위치 등 다양한 입력 수단을 포함할 수 있다. 그러나, 상기한 구성요소들이 초음파 영상 장치(10)의 필수적인 구성 요소는 아니며, 초음파 영상 장치(10)는 상기한 구성요소들보다 더 많거나 더 적은 구성요소들로 구현될 수 있다. 이하, 각 구성요소들에 대해 설명한다.

[0025] 프로브(11)는 다수의 1D/2D/3D 트랜스듀서(미도시)를 포함한다. 여기서, 트랜스듀서는 진동하면서 압력 변화로 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 압전형 트랜스듀서(piezoelectric micromachined ultrasonic transducer, pMUT), 정전 용량의 변화로 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 정전 용량형 트랜스듀서(capacitive micromachined ultrasonic transducer, cMUT), 자기장의 변화로 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 자기형 트랜스듀서(magnetic micromachined ultrasonic transducer, mMUT), 광학적 특성의 변화로 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 광학형 초음파 검출기(Optical ultrasonic detection) 등으로 구현될 수 있다. 또한, 프로브(11)는 고속 빔 인터리빙(Fast Beam Interleaving)을 할 수 있는 한 어떠한 기하학적 구조의 프로브도 이용될 수 있다.

[0026] 프로브(11)는 트랜스듀서 내에 있는 또는 그 부품으로서 형성되는 소자(예를 들어, 압전 결정체 등)의 어레이(즉, 채널)를 구동하여 몸체 또는 소정의 체적 내로 초음파 신호를 방사하는 송신기를 포함한다. 초음파 신호는, 예를 들어 대상체 내의 혈류 또는 조직과 같은 고밀도 인터페이스 및/또는 구조체로부터 후방 산란되어 소자(예를 들어, 압전 결정체)로 반환되는 초음파 에코를 생성한다. 초음파 에코는 수신기에 수신되고 RX 빔 형성부(12b)에 제공된다. 즉, 프로브(11)는 각 트랜스듀서에 입력되는 펄스들의 입력 시간을 적절하게 지연시킴으로써 집속된 초음파 빔을 송신 스캔라인을 따라 대상체로 송신한다. 한편, 대상체로부터 반사된 3차원 초음파 에코 신호들은 각 트랜스듀서에 서로 다른 수신 시간을 가지면서 입력되고, 각 트랜스듀서는 입력된 3차원 초음파 에코 신호들을 증폭하여 RX 빔 형성부(12b)로 출력한다. 한편, 프로브(11)는 초음파 영상 장치(10)와 일체형으로 구현되거나, 또는 초음파 영상 장치(10)와 유무선으로 연결되는 분리형으로 구현될 수 있다.

[0027] 빔 형성부(12)는 프로브(11)의 각 트랜스듀서에 의해 송신되는 초음파 신호를 대상체에 집속시키는 송신(TX) 빔 형성부(12a)와, 대상체에서 반사되어 각 트랜스듀서로 수신되는 3차원 초음파 에코신호에 시간 지연을 가하여 초음파 에코신호를 집속시키는 수신(RX) 빔 형성부(12b)를 포함한다.

[0028] 일반적으로, RX 빔 집속 과정은 3차원 초음파 에코신호가 샘플링되는 극좌표계(또는 원통 좌표계) 상에서 이뤄지며, 추후 영상 복원 과정에서 영상의 해상도에 따라 3차원의 데카르트 좌표계(Cartesian coordinate system)로 변환된다. 즉, 미확득된 초음파 에코신호에 대한 보간 과정이 신호처리 이후의 영상 복원 과정에서 이뤄짐으로써, 관련 신호들에 대한 손실을 증가시키거나 왜곡을 발생시킬 수 있으며, 이는 영상의 화질을 저하시킬 수 있다는 문제점을 야기한다.

[0029] 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른 RX 빔 형성부(12b)는 3차원 초음파 영상 내의 타겟하는 단면의 해상도를 기초로 화소 별로 초음파 에코신호를 집속시킨다. 이때, RX 빔 형성부(12b)는 타겟하는 단면의 3차원 데카르트 좌표계 상의 물리적 위치 정보를 기초로, 각 위치에 대응되는 시간 지연된 신호를 획득함으로써, 화소 기준의 신호 집속 과정을 수행할 수 있다. 여기서, 타겟하는 단면은 액시얼 뷰(axial view), 코로날 뷰(coronal view) 및 세지탈 뷰(sagittal view)를 포함할 수 있으며, 타겟하는 단면의 물리적 위치 정보는 초음파 영상의 해상도를 기초로 결정된 3차원 데카르트 좌표계에서의 각 화소점의 위치를 나타낼 수 있다. 이를 통해, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(10)는 추후의 영상 복원 과정에서의 디지털 스캔 변환(digital scan converting) 과정을 생략하고, 각 화소점에 대응되는 화소값을 이용하여 초음파 영상을 복원할 수 있다.

[0030] 보다 구체적으로, RX 빔 형성부(12b)는 타겟하는 단면의 각 물리적 위치(즉, 화소점)를 기초로 채널 별 송수신 지연시간을 획득할 수 있다. 구체적으로, RX 빔 형성부(12b)는 3차원 데카르트 좌표계에서의 각 화소점의 좌표, 극좌표계에서의 초음파 신호의 송신 좌표 및 초음파의 속도를 기초로, 송신 지연시간을 산출하고, 3차원 데카르트 좌표계에서의 각 화소점의 좌표, 극좌표계에서의 초음파 에코신호에 대한 채널 좌표 및 초음파의 속도를 기초로, 수신 지연시간을 산출할 수 있다. 예시적으로, RX 빔 형성부(12b)는 하기의 수학식 1 및 수학식 2를 이용하여, 송신 지연시간 및 수신 지연시간을 각각 산출할 수 있다.

수학식 1

$$\tau_{Tx} = \frac{1}{c} \sqrt{(x_k - x_p)^2 + (y_k - y_p)^2 + (z_k - z_p)^2},$$

$$k = 1, 2, \dots, K,$$

수학식 2

$$\tau_{Rx} = \frac{1}{c} \sqrt{(x_n - x_p)^2 + (y_n - y_p)^2 + (z_n - z_p)^2},$$

$$n = 1, 2, \dots, N,$$

위 식들에서, τ_{Tx} , τ_{Rx} 는 각각 송, 수신 지연시간을 나타낸다. 또한, c 는 초음파의 속도, x_k , y_k , z_k 는 극좌표계에서의 k 번째 송신 좌표를 나타내며, x_n , y_n , z_n 는 극좌표계에서의 수신 신호에 대한 n 번째 채널 좌표를 나타내고, x_p , y_p , z_p 는 3차원 데카르트 좌표계에서의 타겟 단면의 화소들에 대한 좌표를 나타낸다. 한편, 도 2는 수학식 1에 따른 송수신 지연시간의 산출 과정을 도시한 예이다.

이후, RX 빔 형성부(12b)는 산출된 송수신 지연시간에 대응되는 위상값을 획득할 수 있다. 예시적으로, RX 빔 형성부(12b)는 다음의 수학식 3을 이용하여 송수신 지연시간에 대응되는 위상값을 획득할 수 있다.

수학식 3

$$\phi = 2\pi f_c \cdot (\tau_{Tx} + \tau_{Rx})$$

위 식에서, f_c 는 초음파의 송신 주파수를 나타내며, ϕ 는 송수신 지연시간에 대응되는 위상값을 나타낸다.

이후, RX 빔 형성부(12b)는 산출된 위상값을 기초로 채널 별로 수신된 초음파 에코신호에 위상회전을 수행한다. 구체적으로, RX 빔 형성부(12b)는 각 채널에서 획득된 초음파 에코신호로부터 I신호(In-Phase)와 Q 신호(Quadrature)를 추출할 수 있다. 그리고 RX 빔 형성부(12b)는 위상값을 기초로 I 신호와 Q 신호 각각에 위상회전을 수행할 수 있다. 예시적으로, RX 빔 형성부(12b)는 다음의 수학식 4를 이용하여, 상기 위상값으로 수신된 초음파 에코신호를 위상회전할 수 있다.

수학식 4

$$I' = I \cdot \cos\phi - Q \cdot \sin\phi$$

$$Q' = I \cdot \sin\phi + Q \cdot \cos\phi$$

위 식에서, I 는 수신 신호의 동상성분(In-phase), Q 는 직각위상성분(Quadrature-phase)을 나타내고, I' , Q' 는 각각 위상회전된 동상신호값 및 직각위상 신호값을 나타낸다.

이후, RX 빔 형성부(12b)는 각 신호값들의 합을 기초로 스캔라인 데이터를 산출한다. 이때, RX 빔 형성부(12b)는 다음의 수학식 5를 이용하여 스캔라인 데이터(V)를 획득할 수 있다.

수학식 5

$$V = \sqrt{I'^2 + Q'^2}$$

[0041]

[0042]

이후, RX 빔 형성부(12b)는 복수의 스캔라인 데이터를 기초로, 각 화소점에 대응되는 신호값을 획득할 수 있다. 구체적으로, 각 화소점에 대응하는 신호값은, 화소점에 인접한 적어도 하나의 프레임으로부터 선택된 복수의 스캔라인 데이터의 합성일 수 있으며, 이때 스캔라인 데이터는 화소점과의 거리를 기초로 설정된 가중치값을 포함할 수 있다. 예시적으로, RX 빔 형성부(12b)는 화소점에 대해 이웃하는 두 개 이상의 프레임과, 각 프레임 상에서 이웃하는 두 개 이상의 스캔라인 데이터로부터 합성될 수 있다. 예시적으로, RX 빔 형성부(12b)는 다음의 수학식 6에서와 같이, 4개의 스캔라인의 데이터(V1, V2, V3, V4)를 합성함으로써, 각 화소점에 대응하는 신호값(Va)을 획득할 수 있다.

수학식 6

$$V_a = w_1 \cdot V_1 + w_2 \cdot V_2 + w_3 \cdot V_3 + w_4 \cdot V_4$$

[0043]

[0044]

위 식에서, w1, w2, w3 및 w4는 각 스캔라인과 화소점 간의 거리를 기초로 기 설정된 가중치(weight)를 나타낸다.

[0045]

상기한 합성 과정을 통해, 개시된 실시예는 데이터 부족으로 인해 발생하는 구획화(blocky artifact)를 최소화할 수 있다. 나아가, RX 빔 형성부(12b)는 각 화소점에 대응하는 신호값을 직접 획득함으로써, 추후의 디지털 스캔 컨버터 과정을 생략할 수 있다.

[0046]

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 RX 빔 형성부(12b)의 구성을 상세하게 도시한 도면이다.

[0047]

도 3을 참조하면, RX 빔 형성부(12b)는 채널 별로 수신된 초음파 에코 신호를 디지털 신호로 변환하는 아날로그-디지털 변환부(301), 변환된 신호로부터 I 신호와 Q 신호를 복조하기 위한 복조부(302), 베이스밴드 신호를 추출하기 위한 필터부(303), I 신호와 Q 신호를 위상회전시키는 위상회전부(304), 위상회전된 I 신호와 Q 신호를 기초로 화소 별 신호값을 추출하는 산출부(305)를 포함한다.

[0048]

아날로그-디지털 변환부(301)는 채널 별로 수신된 초음파 에코 신호를 디지털 신호로 변환하기 위한 복수의 아날로그-디지털 컨버터(analog-digital converter, ADC)를 포함할 수 있다. 복조부(302)는 변환된 신호로부터 I 신호와 Q 신호를 추출하기 위한 복수의 믹서(mixer)를 포함할 수 있다.

[0049]

필터부(303)는 채널 별 I 신호와 Q 신호로부터 베이스밴드 신호를 추출하기 위한 복수의 저역통과필터(low pass filter, LPF)를 포함할 수 있다. 또한, 위상회전부(304)는 I 신호, Q 신호를 입력받는다. 이때, 위상회전부(304)는 각 화소점에 대응되는 송수신 지연신호로부터 산출된 위상값을 입력받아, 상기 I 신호 및 Q 신호 각각을 해당 위상값으로 위상회전한다.

[0050]

산출부(305)는 위상회전부(304)로부터의 출력값들의 합으로부터 스캔라인 데이터를 획득하며, 복수의 스캔라인 데이터를 합성하여 각 화소점에 대응되는 신호값을 산출할 수 있다.

[0051]

도 4는 도 3의 RX 빔 형성부(12b)의 각 구성이 3차원 초음파 에코신호로부터 각 화소점에 대응되는 신호값을 생성하는 과정을 상세하게 도시한 일례이다.

[0052]

한편, RX 빔 형성부(12b)는 송수신 지연시간, 위상값 및 신호값을 산출하기 위한 적어도 하나의 인스트럭션을 저장하고 실행하기 위한 메모리 및 프로세서를 더 포함할 수 있다.

[0053]

다시 도 2를 참조하면, 영상 처리부(13)는 RX 빔 형성부(12b)에서 출력되는 화소 별 신호값에 기초하여 다중평면 영상(또는 3차원 볼륨 영상)을 복원하여 디스플레이부(14)에 표시한다. 이때, 영상 처리부가 영상을 복원하는 방법에 대해서는, 본 발명의 기술 분야의 당업자에 의해 용이하게 추론될 수 있을 것이므로, 자세한 설명은 생략한다.

[0054] 영상 처리부(13)는 적어도 하나의 프로세서(예를 들어, CPU(central processing unit), 마이크로 프로세서(microprocessor), DSP(digital signal processor) 등)를 포함할 수 있다.

[0055] 추가적으로, 영상 처리부(13)는 3차원 초음파 데이터에 대응되는 볼륨 내에 위치하는 임의 단면에 대한 영상화를 수행할 수 있다. 여기서, 임의 단면은 기 설정된 위치의 액시얼 뷰, 코로날 뷰 및 세지탈 뷰 이외에, 3차원 초음파와 에코신호에 대응되는 볼륨 내에 임의의 위치에 대응하는 단면일 수 있다. 이때, 영상 처리부(13)는 RX 빔 형성부(12b)가 임의 단면에 대한 집속 과정을 수행할 수 있도록, 임의 단면에 대한 물리적 위치 정보를 RX 빔 형성부(12b)로 제공할 수 있다. 임의 단면에 대한 물리적 위치 정보는 기준 단면의 제2 좌표계 상의 좌표를 기초로 타겟하는 임의 단면의 이동 방향 및 회전값으로부터 산출될 수 있다. 이때, 기준 단면은, 초기 단면일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0056] 예시적으로, 영상 처리부(13)는 다음의 수학식 7을 이용하여 임의 단면의 물리적 위치 정보를 산출할 수 있다.

수학식 7

$$\begin{bmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} + \mu \cdot R(\alpha, \beta, \gamma) \cdot \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix}$$

[0057] 위 식에서, $[X' \ Y' \ Z']^T$ 는 변환된 좌표를 나타내며, $[x \ y \ z]^T$ 는 이동을 위한 파라미터이고, μ 는 스케일링 파라미터이며, $R(\alpha, \beta, \gamma)$ 는 x, y, z 축에 대한 회전값이며, $[X \ Y \ Z]^T$ 는 기준 단면의 각 화소에 대한 좌표를 나타낸다.

[0059] 한편, 위 설명에서는 RX 빔 형성부(12b)가 송수신 지연시간과 송수신 지연시간에 대응되는 위상값을 산출하는 것으로 설명하였으나, 이는 영상 처리부(13)에서 수행될 수 있다. 이 경우, 영상 처리부(13)에서 산출된 위상값이 RX 빔 형성부(12b)로 제공될 수 있다. 예시적으로, 영상 처리부(13)는 대상체로부터 제1 좌표계 상의 3차원 초음파와 에코신호를 채널 별로 획득하고, 타겟하는 단면의 제2 좌표계 상의 물리적 위치 정보(즉, 화소점)를 기초로 채널 별 송수신 지연시간을 획득하며, 송수신 지연시간에 대응되는 위상값을 획득하여, 해당 위상값을 RX 빔 형성부(12b)의 위상회전부(304)로 제공할 수 있다.

[0060] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(10)가 초음파 영상을 복원하는 방법을 설명하기 위한 순서도이다. 도 5에 도시된 방법은, 앞서 설명된 도 1 내지 도 4에서 설명된 실시예들과 관련된다. 따라서, 이하 생략된 내용이라 하여도, 도 1 내지 도 4에서 앞서 설명된 내용들은, 도 5의 방법에 적용될 수 있다.

[0061] 먼저, 초음파 영상 장치(10)는 대상체로부터 제1 좌표계 상의 3차원 초음파와 에코신호를 채널 별로 획득한다(S500). 여기서, 제1 좌표계는 극좌표계 또는 원통좌표계일 수 있다.

[0062] 이후, 초음파 영상 장치(10)는 타겟하는 단면의 제2 좌표계 상의 물리적 위치 정보를 기초로, 채널 별 송수신 지연시간을 획득한다(S510). 여기서, 제2 좌표계는 3차원 데카르트 좌표계(Cartesian coordinate system)일 수 있다. 또한, 타겟하는 단면은 액시얼 뷰, 코로날 뷰 및 세지탈 뷰를 포함할 수 있으며, 타겟하는 단면의 물리적 위치 정보는, 초음파 영상의 해상도를 기초로 결정된 제2 좌표계에서의 각 화소점의 위치일 수 있다.

[0063] 예시적으로, 초음파 영상 장치(10)는 제2 좌표계에서의 각 화소점의 좌표, 제1 좌표계에서의 초음파 신호의 송신 좌표 및 초음파의 속도를 기초로, 송신 지연시간을 산출할 수 있다. 또한, 초음파 영상 장치(10)는 제2 좌표계에서의 각 화소점의 좌표, 제1 좌표계에서의 초음파와 에코신호에 대한 채널 좌표 및 초음파의 속도를 기초로, 수신 지연시간을 산출할 수 있다.

[0064] 이후, 초음파 영상 장치(10)는 송수신 지연시간에 대응되는 위상값을 획득한다(S520). 예시적으로, 초음파 영상 장치(10)는 송수신 지연시간과 초음파의 송신 주파수를 이용하여 위상값을 획득할 수 있다.

[0065] 이후, 초음파 영상 장치(10)는 위상값을 기초로 3차원 초음파와 에코신호를 위상회전하여(S530), 제2 좌표계 상의 물리적 위치 정보에 대응되는 신호값을 획득한다(S540). 예시적으로, 초음파 영상 장치(10)는 3차원 초음파와 에코신호로부터 I 신호와 Q 신호를 추출하고, 위상값을 기초로 I 신호와 Q 신호 각각을 위상회전할 수 있다. 이

어서 초음파 영상 장치(10)는 각 위상회전된 결과값들을 기초로 스캔라인 데이터를 산출하며, 복수의 스캔라인 데이터의 합을 기초로 각 화소점에 대응되는 신호값을 획득할 수 있다. 이때, 복수의 스캔라인 데이터는, 각 화소점에 인접한 적어도 하나의 프레임으로부터 선택되며, 각 화소점과의 거리를 기초로 설정된 가중치값을 포함할 수 있다.

[0066] 이후, 초음파 영상 장치(10)는 획득된 신호값을 기초로 타겟하는 단면의 초음파 영상을 복원한다(S540).

[0067] 한편, 타겟하는 단면은, 기 설정된 위치의 액시얼 뷰, कोरो날 뷰 및 세지털 뷰 이외에, 3차원 초음파 에코신호에 대응되는 볼륨 내에 위치하는 임의 단면일 수도 있다. 이 경우, 초음파 영상 장치(10)는 기준 단면의 제2 좌표계 상의 좌표를 기초로 타겟하는 임의 단면의 이동 방향 및 회전값을 이용하여 임의 단면의 물리적 위치 정보를 획득할 수 있다.

[0068] 도6은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상 장치(10)를 인체 모사 팬텀에 적용하여 획득된 3차원 초음파 에코신호로부터 कोरो날 뷰(coronal view)를 복원한 결과를 도시한다.

[0069] 도 7은 도 6의 점선으로 표시된 박스를 확대한 부분에 대하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 방법으로 영상 복원한 결과와 종래의 기법으로 초음파 영상 복원 결과를 비교한 도면이다. 도 7의 (a)는 종래의 가분선 주사 변환(separable scan conversion) 기법에 따른 초음파 영상 복원 결과를 도시하며, (b)는 종래의 직접 주사 변환(direct scan conversion) 기법에 따른 초음파 영상 복원 결과를 도시한다. 도 7의 (c)는 본 발명의 일 실시예에 따른 방법에 따른 초음파 영상 복원 결과를 도시한다.

[0070] 도 7의 (a) 내지 (c)를 참조하면, (c)의 영상이 보다 선명한 스펙클 패턴(Speckle pattern)이 나타나는 것을 육안으로 확인할 수 있으며, 인체 모사 팬텀 내부의 구조의 경계(edge)가 보다 뚜렷하게 나타나는 것을 육안으로 확인할 수 있다. 이는, 본 발명의 일 실시예에 따른 방법에 의해, 블러링 아티팩트(blurring artifact)에 따른 스펙클 패턴의 흐려짐을 효과적으로 제거했음을 의미한다.

[0071] 한편, 상술한 다양한 실시예들에 따른 초음파 영상 장치의 초음파 영상 복원 방법은 소프트웨어(즉, 프로그램)로 생성되어 초음파 영상 장치에 탑재될 수 있으며, 초음파 영상 장치에 구비된 제어부(processor)에 의해 실행될 수 있다. 구체적으로, 도1의 초음파 영상 장치(10)는 저장부(memory, 미도시)를 더 포함하여, 초음파 영상 장치(10) 내에서 수행되는 각종 알고리즘이나 소프트웨어를 저장하며, 각 알고리즘이나 소프트웨어의 중간 산출값(예를 들어, 화소점 위치값, 송수신 지연시간, 위상값 등) 및 결과값(초음파 복원 영상 등)을 저장할 수 있다. 여기서, 저장부(미도시)는 플래시 메모리 타입(flash memory type), 하드디스크 타입(hard disk type), 멀티미디어 카드 마이크로 타입(multimedia card micro type), 카드 타입의 메모리(SD, XD 메모리 등), 램(RAM, Random Access Memory) SRAM(Static Random Access Memory), 롬(ROM, Read-Only Memory), EEPROM(Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory), PROM(Programmable Read-Only Memory) 자기 메모리, 자기 디스크, 광디스크 중 적어도 하나의 타입의 저장매체를 포함할 수 있다. 또한, 상기한 제어부는, 실시예에 따라 도 1의 영상 처리부(13) 및/또는 RX 빔 형성부(12b)를 포함할 수 있으며, "프로세서", "영상 처리부" 등과 동일한 의미로 사용될 수 있다.

[0072] 한편, 본 발명의 일 실시예는 컴퓨터에 의해 실행되는 프로그램 모듈과 같은 컴퓨터에 의해 실행 가능한 명령어를 포함하는 기록 매체의 형태로도 구현될 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체는 컴퓨터에 의해 액세스될 수 있는 임의의 가용 매체일 수 있고, 휘발성 및 비휘발성 매체, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다. 또한, 컴퓨터 판독가능 매체는 컴퓨터 저장 매체를 모두 포함할 수 있다. 컴퓨터 저장 매체는 컴퓨터 판독가능 명령어, 데이터 구조, 프로그램 모듈 또는 기타 데이터와 같은 정보의 저장을 위한 임의의 방법 또는 기술로 구현된 휘발성 및 비휘발성, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다.

[0073] 전술한 본 발명의 설명은 예시를 위한 것이며, 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 쉽게 변형이 가능하다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다. 예를 들어, 단일형으로 설명되어 있는 각 구성 요소는 분산되어 실시될 수도 있으며, 마찬가지로 분산된 것으로 설명되어 있는 구성 요소들도 결합된 형태로 실시될 수 있다.

[0074] 본 발명의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

[0075] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술 분야에

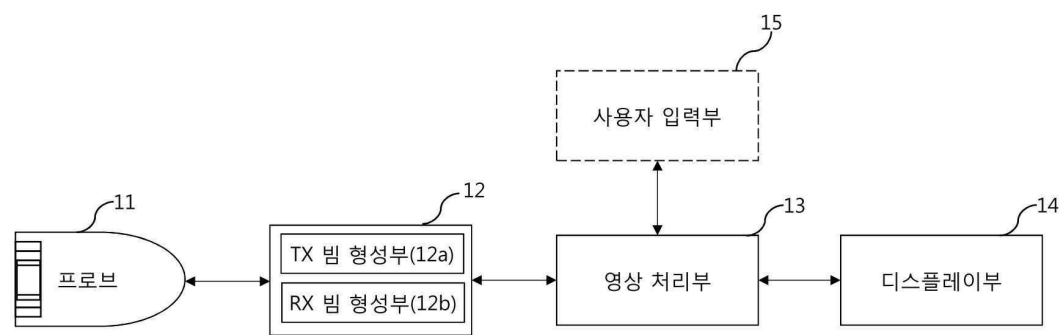
서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 또한, 본 발명에 개시된 실시 예들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시 예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 따라서, 본 발명의 호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

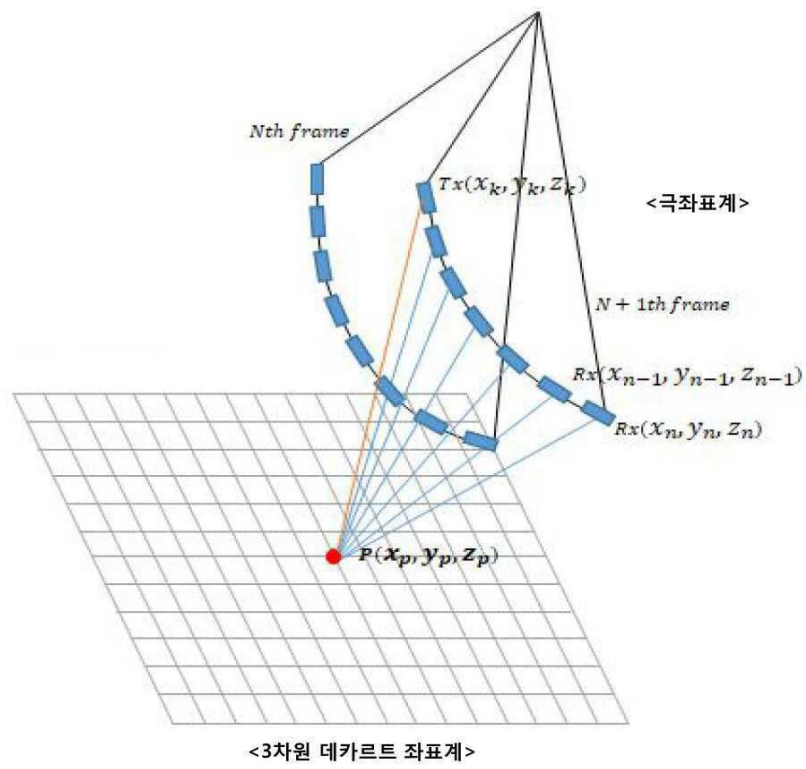
- 10: 초음파 영상 장치
- 11: 프로브
- 12: 빔 형성부
- 12a: TX 빔 형성부
- 12b: RX 빔 형성부
- 13: 영상 처리부
- 14: 디스플레이부
- 15: 사용자 입력부
- 301: 아날로그-디지털 변환부
- 302: 복조부
- 303: 필터부
- 304: 위상회전부
- 305: 산출부

도면

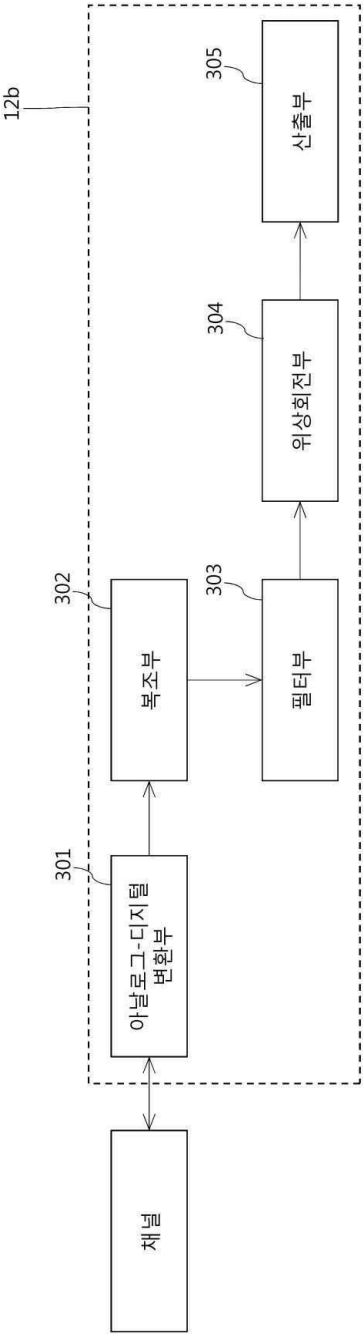
도면1



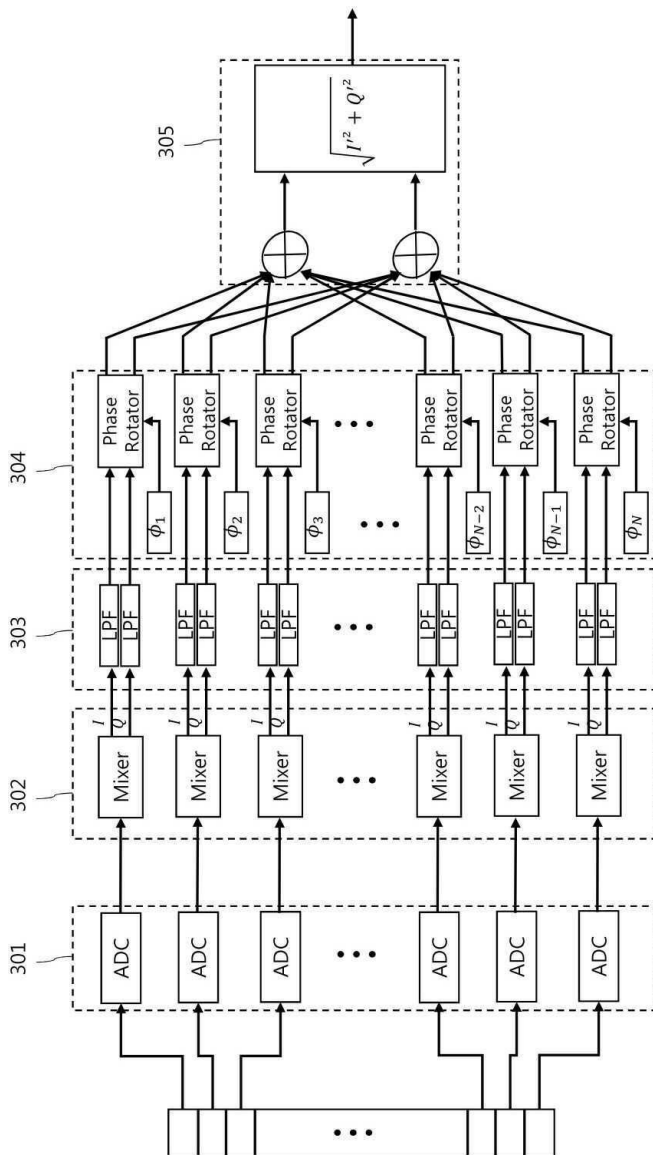
도면2



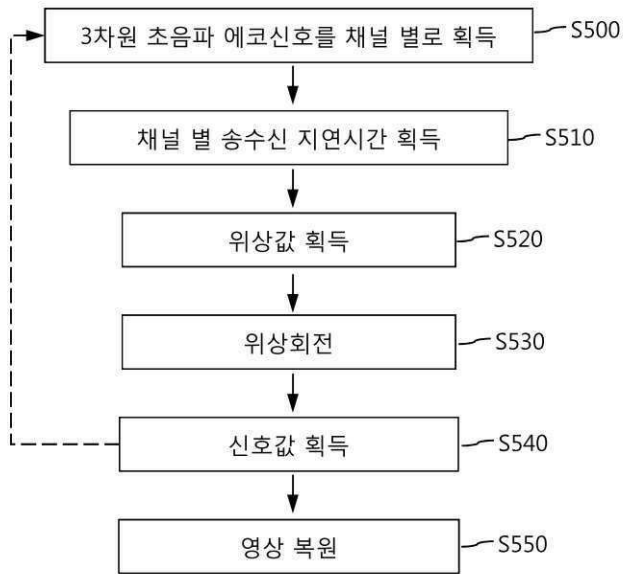
도면3



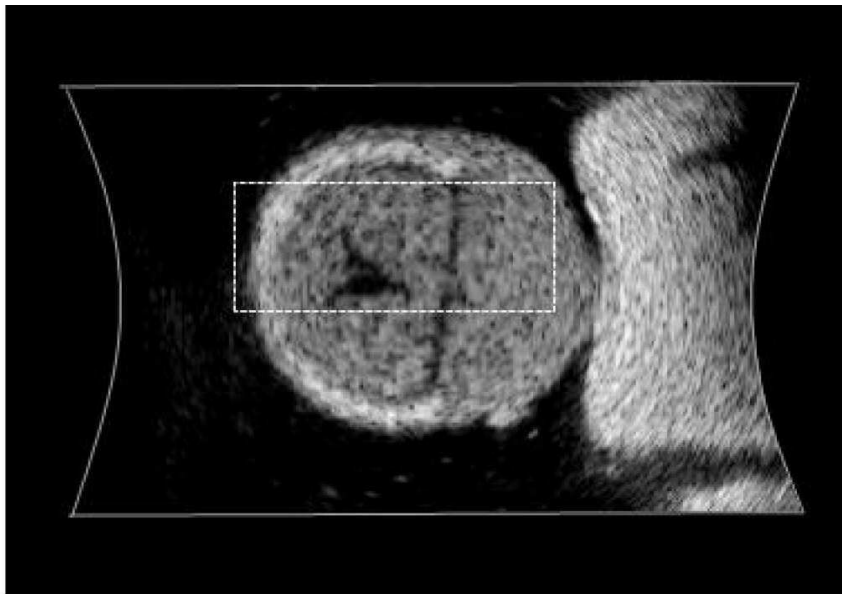
도면4



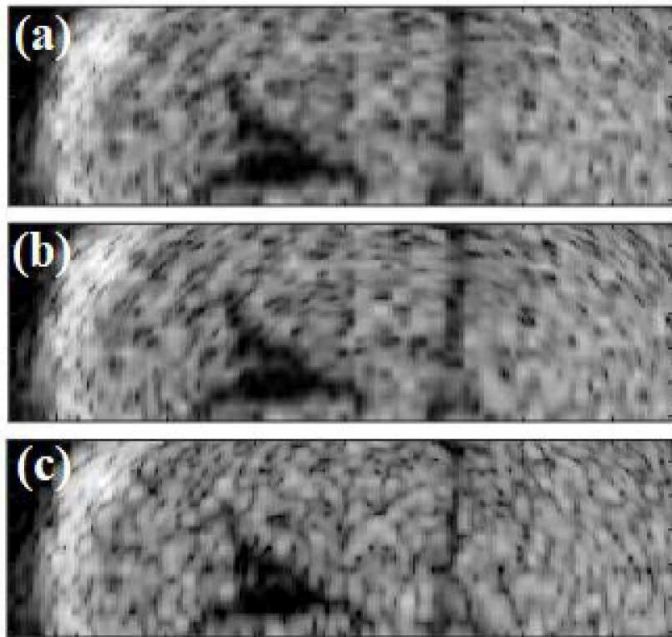
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	高质量超声图像的重建方法及其超声成像装置		
公开(公告)号	KR102069949B1	公开(公告)日	2020-01-23
申请号	KR1020170137057	申请日	2017-10-23
[标]申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
当前申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
[标]发明人	유양모 김성찬 강진범 송일섭		
发明人	유양모 김성찬 강진범 송일섭		
IPC分类号	A61B8/08 G06T5/00		
CPC分类号	A61B8/52 G06T5/001 G06T2207/10132		
代理人(译)	Jangwansu		
审查员(译)	Yijongeun		
其他公开文献	KR1020190044758A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于重建三维超声图像的方法及其超声成像设备。根据本发明，该方法包括以下步骤：从物体获得第一坐标系上每个通道的三维超声回波信号；基于目标横截面的第二坐标系上的物理位置信息，获得每个通道的发送/接收延迟时间；获得与发送/接收延迟时间相对应的相位值；根据所述相位值对所述三维超声回波信号进行相位旋转，得到与所述第二坐标系上的各个物理位置信息对应的信号值；基于信号值重建目标截面的超声图像。

