



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년09월24일

(11) 등록번호 10-1555259

(24) 등록일자 2015년09월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/00 (2006.01) G06T 5/50 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2013-0146923

(22) 출원일자 2013년11월29일

심사청구일자 2013년11월29일

(65) 공개번호 10-2015-0062357

(43) 공개일자 2015년06월08일

(56) 선행기술조사문헌

US07448998 B2

KR1020130075481 A

KR1020090098748 A

JP2013141519 A

(73) 특허권자

알피니언메디칼시스템 주식회사

경기도 화성시 만년로 905-17 (안녕동)

(72) 발명자

장선엽

서울 은평구 백련산로 38, 209동 902호 (응암동, 백련산힐스테이트2차)

손건호

경기 성남시 분당구 산운로 98, 804동 1503호 (운중동, 산운마을8단지아파트)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

이철희

전체 청구항 수 : 총 14 항

심사관 : 박승배

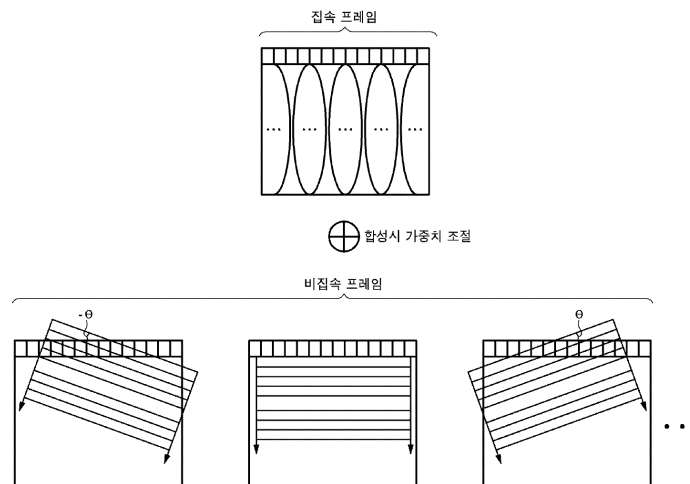
(54) 발명의 명칭 초음파 영상 합성 방법 및 장치

(57) 요약

초음파 영상 합성 방법 및 장치를 개시한다.

대상체로 집속 초음파 및 비집속 초음파를 송신하여 수신된 반사 신호를 기반으로 생성한 프레임들을 합성하여 프레임 레이트(Frame-Rate)의 저하가 없고 대상체의 움직임에 따른 흠결(Moving Artifact)에 영향을 받지 않도록 하는 초음파 영상 합성 방법 및 장치를 제공한다.

대표도



(72) 발명자

김종훈

경기 용인시 수지구 수지로 323, 102동 904호 (풍
덕천동, 1지구동부아파트)

조현철

경기 안산시 상록구 감골2로 47, 214동 301호 (사
동, 요진아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	10033702
부처명	산업통상자원부
연구관리전문기관	한국산업기술평가관리원
연구사업명	산업융합원천기술개발사업
연구과제명	초고속 병렬 빔포밍 및 신호처리
기 여 율	1/1
주관기관	알파니언메디칼시스템 주식회사
연구기간	2013.06.01 ~ 2014.05.31

명세서

청구범위

청구항 1

대상체로 집속 초음파(Focused Ultrasound) 및 평면파(Plane Wave)를 송신하고 상기 대상체로부터 상기 집속 초음파에 대응하는 제 1 반사 신호 및 상기 평면파에 대응하는 제 2 반사 신호를 트랜스듀서 엘리먼트 중 송신 엘리먼트(Tx)와 동일한 수신 엘리먼트(Rx)로 수신하는 트랜스듀서(Transducer);

상기 제 1 반사 신호에 기초하여 집속 프레임(Focused Frame) 데이터가 생성되도록 하고, 상기 제 2 반사 신호에 기초하여 비집속 프레임(Unfocused Frame) 데이터가 생성되도록 하는 빔포머; 및

상기 집속 프레임 데이터와 상기 비집속 프레임 데이터를 하나의 프레임으로 합성하여 최종 프레임 데이터가 생성되도록 하는 합성부

를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 트랜스듀서를 제어하여 제 1 송수신 구간 동안 상기 집속 초음파가 상기 대상체로 송신되도록 하고, 제 2 송수신 구간 동안 적어도 한 번의 상기 평면파가 상기 대상체로 송신되도록 하는 송수신부

를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 트랜스듀서는 상기 제 2 송수신 구간 동안 상기 평면파를 상기 대상체로 복수 회 송신하며,

상기 빔포머는 복수 회 송신 각각에 대응하는 상기 제 2 반사 신호를 합성하여 상기 비집속 프레임 데이터가 생성되도록 하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 제 1 송수신 구간은 상기 집속 초음파를 이용하여 적어도 하나의 프레임에 대한 데이터를 획득하는 데에 필요한 시간 구간이고, 상기 제 2 송수신 구간은 상기 제 1 송수신 구간들 사이에 존재하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 5

제 2 항에 있어서,

상기 송수신부는,

상기 제 1 송수신 구간은 상기 집속 초음파를 이용하여 적어도 하나의 스캔라인에 대한 데이터를 획득하는 데에 필요한 시간 구간이고, 상기 제 2 송수신 구간은 상기 제 1 송수신 구간들 사이에 존재하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 트랜스듀서는 상기 집속 초음파와 서로 상이한 주파수를 갖는 상기 평면파를 상기 대상체로 송신하며,

상기 빔포머는 상기 제 1 반사 신호에 기초하여 적어도 한 개 이상의 프레임을 상기 집속 프레임 데이터로 생성

하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 트랜스듀서는 복수 개의 서로 다른 송신 각도(Angle)를 갖는 상기 평면파를 상기 대상체로 송신하며,

상기 빔포머는 상기 제 2 반사 신호에 기초하여 적어도 두 개 이상의 프레임을 상기 비집속 프레임 데이터로 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 빔포머는,

상기 적어도 두 개 이상의 프레임을 상기 비집속 프레임 데이터로 생성할 때, 수신 빔포밍(Beamforming) 완료 시점의 신호를 공간 합성(Spatial Compounding)하거나, 수신 빔포밍 수행 전 시점의 신호를 주파수 합성(Frequency Compounding)하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 합성부는,

상기 집속 프레임 데이터와 상기 비집속 프레임 데이터 각각에 기 설정된 가중치(Weight)를 적용하여 하나의 프레임으로 합성한 상기 최종 프레임 데이터를 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 빔포머는,

상기 제 1 반사 신호를 수신 빔포밍 완료 시점에 저장하거나 상기 제 2 반사 신호를 수신 빔포밍 수행 전 시점에 저장하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 11

삭제

청구항 12

초음파 의료 장치가 영상을 합성하는 방법에 있어서,

대상체로 집속 초음파를 송신하고, 상기 대상체로부터 상기 집속 초음파에 대응하는 제 1 반사 신호를 수신하는 집속 초음파 송수신 과정;

상기 제 1 반사 신호에 기초하여 집속 프레임 데이터가 생성되도록 하는 집속 프레임 생성 과정;

상기 대상체로 평면파를 송신하고, 상기 대상체로부터 상기 평면파에 대응하는 제 2 반사 신호를 트랜스듀서 엘리먼트 중 송신 엘리먼트(Tx)와 동일한 수신 엘리먼트(Rx)로 수신하는 평면파 송수신 과정;

상기 대상체로 상기 제 2 반사 신호에 기초하여 비집속 프레임 데이터가 생성되도록 하는 비집속 프레임 생성 과정; 및

상기 집속 프레임 데이터와 상기 비집속 프레임 데이터를 하나의 프레임으로 합성하여 최종 프레임 데이터가 생성되도록 하는 합성 과정

을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 합성 방법.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 집속 초음파 송수신 과정은 제 1 송수신 구간 동안 상기 집속 초음파가 상기 대상체로 송신되도록 하고,

상기 평면파 송수신 과정은 제 2 송수신 구간 동안 적어도 한 번의 상기 평면파가 상기 대상체로 송신되도록 하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 합성 방법.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 평면파 송수신 과정은 상기 제 2 송수신 구간 동안 상기 평면파를 상기 대상체로 복수 회 송신하며,

상기 비집속 프레임 생성 과정은 복수 회 송신 각각에 대응하는 상기 제 2 반사 신호를 합성하여 상기 비집속 프레임 데이터가 생성되도록 하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 합성 방법.

청구항 15

제 13 항에 있어서,

상기 제 1 송수신 구간은 상기 집속 초음파를 이용하여 적어도 하나의 프레임에 대한 데이터를 획득하는 데에 필요한 시간 구간이고, 상기 제 2 송수신 구간은 상기 제 1 송수신 구간들 사이에 존재하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 합성 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 실시예는 초음파 영상 합성 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 이하에 기술되는 내용은 단순히 본 실시예와 관련되는 배경 정보만을 제공할 뿐 종래기술을 구성하는 것이 아님을 밝혀둔다.

[0003] 초음파 시스템은 프로브(Probe)를 이용하여 대상체로 초음파를 송신한 후 대상체로부터 반사되는 반사 신호를 수신하며, 수신된 반사 신호를 전기적 신호로 변환하여 초음파 영상을 생성한다. 초음파 시스템은 무침습 및 비파괴 특성을 가지고 있어, 생체 내부의 정보를 얻기 위한 의료 분야에서 널리 이용되고 있다. 초음파 시스템은 생체를 직접 절개하여 관찰하는 외과 수술의 필요 없이, 생체 내부 조직의 영상을 실시간으로 제공할 수 있으므로 의료 분야에서 중요하게 사용되고 있다.

[0004] 일반적으로, 초음파 시스템은 영상의 퀄리티를 보장하기 위해, 송신 포커싱을 통해 스캔라인별로 초음파를 집속하여 데이터를 획득하고, 각 스캔라인의 데이터를 결합하여 하나의 영상 프레임을 생성한다.

[0005] 최근에는, 초음파 영상의 퀄리티(Quality)를 더욱 향상시키기 위해 영상 합성 기술이 대두되었다. 영상 합성을 위해 초음파 시스템은 복수의 프레임을 공간 합성(Spatial Compound)한 영상을 생성하거나 서로 상이한 주파수에 따른 영상을 합성하기 위해 주파수 합성(Frequency Compound)을 이용하거나 동적 수신 빔형성 과정(Dynamic Receive Beamforming Process)을 거친 영상을 생성하는 기술이 존재한다.

[0006] 공간 합성 기술은 서로 다른 방향으로 여러 번 초음파를 송신한 후 대상체로부터 반사되는 수신신호를 이용하여 복수 개의 프레임을 생성하고 이들을 서로 합성하여 최종 영상을 획득하여 디스플레이한다. 따라서, 영상의 퀄리티(Quality)은 향상되는 장점이 있으나, 디스플레이될 하나의 영상 프레임을 생성하기 위해 복수 개의 프레임이 요구되므로 프레임 레이트가 저하될 뿐만 아니라 영상을 획득하는 도중에 대상체가 움직이면 그에 따른 홈결(Moving Artifact)이 발생하는 문제가 있다.

[0007] 주파수 합성 기술은 서로 다른 주파수를 갖는 초음파를 여러 번 송신한 후 대상체로부터 반사되는 수신신호를 이용하여 복수 개의 프레임을 생성하고, 이들을 서로 합성하여 최종 영상을 획득한다. 따라서, 공간 합성 기술과 마찬가지로 프레임 레이트의 저하 및 홈결이 발생하는 문제가 있다.

[0008] 따라서, 프레임 레이트의 저하나 홈결 발생을 최소화하면서도 영상의 품질을 향상시킬 수 있는 초음파 영상 기술이 요구된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 실시예는 대상체로 집속 초음파 및 비집속 초음파를 송신하여 수신된 반사 신호를 기반으로 생성한 프레임들을 합성하여 프레임 레이트(Frame-Rate)의 저하가 없고 대상체의 움직임에 따른 홈결(Moving Artifact)에 영향을 받지 않도록 하는 초음파 영상 합성 방법 및 장치를 제공하는 데 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0010] 본 실시예의 일 측면에 의하면, 대상체로 집속 초음파(Focused Ultrasound) 및 비집속 초음파(Unfocused Ultrasound)를 송신하고 상기 대상체로부터 상기 집속 초음파에 대응하는 제 1 반사 신호 및 상기 비집속 초음파에 대응하는 제 2 반사 신호를 수신하는 트랜스듀서(Transducer); 상기 제 1 반사 신호에 기초하여 집속 프레임(Focused Frame) 데이터가 생성되도록 하고, 상기 제 2 반사 신호에 기초하여 비집속 프레임(Unfocused Frame) 데이터가 생성되도록 하는 빔포머; 및 상기 집속 프레임 데이터와 상기 비집속 프레임 데이터를 하나의 프레임으로 합성하여 최종 프레임 데이터가 생성되도록 하는 합성부를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치를 제공한다.

[0011] 또한, 본 실시예의 다른 측면에 의하면, 초음파 의료 장치가 영상을 합성하는 방법에 있어서, 대상체로 집속 초음파를 송신하고, 상기 대상체로부터 상기 집속 초음파에 대응하는 제 1 반사 신호를 수신하는 집속 초음파 송수신 과정; 상기 제 1 반사 신호에 기초하여 집속 프레임 데이터가 생성되도록 하는 집속 프레임 생성 과정; 상기 대상체로 비집속 초음파를 송신하고, 상기 대상체로부터 상기 비집속 초음파에 대응하는 제 2 반사 신호를 수신하는 비집속 초음파 송수신 과정; 상기 대상체로 상기 제 2 반사 신호에 기초하여 비집속 프레임 데이터가 생성되도록 하는 비집속 프레임 생성 과정; 및 상기 집속 프레임 데이터와 상기 비집속 프레임 데이터를 하나의 프레임으로 합성하여 최종 프레임 데이터가 생성되도록 하는 합성 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 합성 방법을 제공한다.

발명의 효과

[0012] 집속 초음파를 이용한 이미징의 경우, 스캔라인별로 초음파를 집속하여 데이터를 생성하고, 각 스캔라인별 데이터를 결합하여 하나의 프레임을 생성한다. 반면, 비집속 초음파를 이용한 이미징의 경우에는 한번의 초음파 송신으로 하나의 프레임을 생성한다. 본 실시예는 집속 초음파에 기초하여 생성한 프레임에 비집속 초음파에 기초하여 생성한 프레임을 합성하므로, 집속 초음파만을 이용한 이미징보다 영상의 퀄리티를 향상시키면서도 프레임 레이트의 저하를 최소화할 수 있으며, 나아가 데이터 획득 및 처리에 요구되는 시간이 줄어들기 때문에 홈결 발생을 최소화할 수 있게 된다.

[0013] 또한, 본 실시예를 적용한 주파수 합성 기술이나 공간 합성 기술의 경우, 집속 프레임 데이터만을 이용한 주파수 합성 및 공간 합성과 비교하여 영상 퀄리티의 저하를 최소화하면서도 프레임 레이트를 향상시키고 홈결 발생을 줄일 수 있다. 나아가, 이미지 획득, 생성 및 합성 등에 소요되는 전체 프로세싱 시간을 줄일 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0014] 도 1은 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치를 개략적으로 나타낸 블록 구성도이다.

도 2는 본 실시예에 따른 프레임 합성을 이용한 최종 프레임 생성을 나타낸 도면이다.

도 3a는 본 실시예에 따른 집속 프레임 생성 과정을 나타낸 도면이다.

도 3b는 본 실시예에 따른 비집속 프레임 생성 과정을 나타낸 도면이다.

도 4는 본 실시예에 따른 초음파 영상 합성 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

도 5는 본 실시예에 따른 프레임 합성의 주기를 나타낸 예시도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0015] 이하, 본 실시예를 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다.
- [0016] 도 1은 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치를 개략적으로 나타낸 블록 구성도이다.
- [0017] 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치(100)는 소프트웨어 기반 빔포밍을 수행하는 장치로서, 트랜스듀서(Transducer)(110), 전단 처리부(Front End)(120) 및 호스트(Host)(130)를 포함한다. 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치(100)의 구성 요소는 반드시 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0018] 전단 처리부(120)는 송수신부(122) 및 아날로그 디지털 컨버터(124)를 포함할 수 있다. 또한, 호스트(130)는 빔포머(132), 합성부(134), 신호 처리부(136) 및 주사 변환부(138)를 포함할 수 있다. 이러한, 호스트(130)는 고속 이미징 처리를 위해 소프트웨어적인 병렬 처리를 수행하며, 아키텍처(Architecture)로는 멀티 코어의 CPU(Central Processing Unit) 및 GPU(Graphic Processing Unit)가 동시에 다수 개(예컨대, 수천 개)의 프로세서에서 병렬 처리를 수행할 수 있다.
- [0019] 전단 처리부(120)와 호스트(130)는 소프트웨어적으로 고속 이미징 처리를 위해 전 병렬 경로(Full Parallel Path)로 연결될 수 있으며, 예컨대, PCI 익스프레스(Peripheral Component Interconnect Express) 인터페이스를 이용할 수 있다.
- [0020] 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치(100)는 소프트웨어 기반으로 고속 영상 처리를 수행하므로 전단 처리부(120)와 호스트(130) 간의 전 병렬 경로의 연결 구조로 인해 초음파 영상의 합성 처리가 용이하다. 조작자가 대상체의 종류 또는 진단하고자 하는 목적에 따라 높은 이미지 품질의 영상을 보고자 하는 경우, 초음파 의료 장치(100)는 집속 프레임(Focused Frame) 데이터를 기반으로 비집속 프레임(Unfocused Frame) 데이터 합성하여 높은 이미지 품질을 갖는 초음파 영상을 단시간 내에 제공할 수 있다.
- [0021] 트랜스듀서(110)는 전기적 아날로그 신호를 초음파로 변환하여 대상체에 전송하고, 대상체로부터 반사된 신호(이하, 반사 신호라 한다)를 전기적 아날로그 신호로 변환한다. 트랜스듀서(110)는 배열형 트랜스듀서(Transducer Array)로 구현될 수 있으며, 배열형 트랜스듀서 내의 트랜스듀서 엘리먼트를 이용하여 대상체로 초음파를 송신하고 대상체로부터 반사되는 반사 신호를 수신한다. 트랜스듀서(110)는 대상체로부터 입력된 반사 신호를 전단 처리부(120)로 전송하며, 전단 처리부(120)는 수신된 반사 신호를 빔포머(132)로 전달한다.
- [0022] 본 실시예에 따른 트랜스듀서(110)는 대상체로 집속 초음파(Focused Ultrasound)를 송신한 후 대상체로부터 집속 초음파에 대응하는 제 1 반사 신호를 수신한다. 트랜스듀서(110)는 송수신부(122)의 제어 하에 스캔라인마다 초음파를 집속하여 송신하고, 각 스캔라인에 대한 제 1 반사 신호를 수신하게 된다. 트랜스듀서(110)는 대상체로 비집속 초음파(Unfocused Ultrasound)를 적어도 한번 송신한 후 대상체로부터 비집속 초음파에 대응하는 제 2 반사 신호를 수신한다. 여기서, 비집속 초음파는 평면파(Plane Wave), 브로드 빔(Broad Beam) 중 적어도 하나 이상의 빔을 포함한다. 제 2 반사 신호는 소프트웨어적으로 고속 이미징 처리될 수 있다.
- [0023] 트랜스듀서(110)는 송수신부(122)의 제어에 따라 제 1 송수신 구간 동안 집속 초음파를 대상체로 송신하고, 제 2 송수신 구간 동안 적어도 한 번의 비집속 초음파를 대상체로 송신한다. 제 1 송수신 구간과 제 2 송수신 구간은 서로 다른 송수신 타이밍을 갖는다. 트랜스듀서(110)가 송수신부(122)의 제어에 따라 동작하는 과정에 대해 설명하면, 먼저, 트랜스듀서(110)는 제 1 송수신 구간 동안 스캔라인을 따라 집속 초음파를 대상체로 송신한다. 또한, 트랜스듀서(110)는 제 2 송수신 구간 동안 스캔라인 전체를 이용하여 적어도 한 번의 비집속 초음파를 대상체로 송신한다.
- [0024] 트랜스듀서(110)가 대상체로 송신하는 비집속 초음파는 집속 초음파와 서로 상이한 주파수를 가질 수 있으며, 비집속 초음파끼리도 서로 상이한 주파수를 가질 수 있다. 또한, 트랜스듀서(110)는 복수 개의 서로 다른 송신 각도(Angle)를 갖는 비집속 초음파를 대상체로 송신할 수도 있다. 다시 말해, 트랜스듀서(110)는 기 설정된 위상차를 갖는 비집속 초음파를 대상체로 송신할 수 있다.
- [0025] 이하, 전단 처리부(120)에 포함된 구성 요소 대해 설명하도록 한다.
- [0026] 송수신부(122)는 트랜스듀서(110)에 전압 펄스를 인가하여, 트랜스듀서(110)의 각각의 트랜스듀서 엘리먼트에서 집속 초음파 또는 비집속 초음파가 출력되도록 한다. 송수신부(122)는 트랜스듀서(110)가 송신 또는 수신을 번갈아가며 수행할 수 있도록 송신과 수신을 스위칭하는 기능을 수행한다.
- [0027] 본 실시예에 따른 송수신부(122)는 트랜스듀서(110)를 제어하여 제 1 송수신 구간 동안 집속 초음파가 대상체로 송신되도록 한다. 또한, 송수신부(122)는 트랜스듀서(110)를 제어하여 제 2 송수신 구간 동안 적어도 한 번의 비집속 초음파가 대상체로 송신되도록 한다. 송수신부(122)는 제 1 송수신 구간 사이사이에 제 2 송수신 구간이

삽입되도록 동작한다. 아날로그 디지털 컨버터(124)는 송수신부(122)로부터 수신된 아날로그 반사 신호를 디지털 신호로 변환한 후 호스트(130)로 전송한다.

[0028] 이하, 호스트(130)에 포함된 구성 요소에 대해 설명하도록 한다.

[0029] 빔포머(132)는 트랜스듀서(110)에 적합한 전기신호를 지연시켜서 각 트랜스듀서 엘리먼트에 맞는 전기신호로 변환한다. 또한, 빔포머(132)는 각 트랜스듀서 엘리먼트에서 변환한 전기신호를 지연 또는 합산하여 해당 트랜스듀서 엘리먼트의 프레임 데이터 또는 스캔라인 데이터로 산출한다. 빔포머(132)는 송신 빔포머, 수신 빔포머 및 빔 형성부를 포함한다. 한편, 빔포머(132)는 소프트웨어적으로 고속 이미징 처리를 위해 아날로그 디지털 컨버터(124) 및 신호 처리부(136)와 전 병렬 경로로 연결될 수 있다.

[0030] 본 실시예에 따른 빔포머(132)는 스캔라인별로 획득한 제 1 반사 신호를 이용하여 집속 프레임 데이터가 생성되도록 하고, 제 2 반사 신호에 기초하여 비집속 프레임 데이터가 생성되도록 한다. 빔포머(132)가 프레임 데이터를 생성하는 과정에 대해 설명하자면, 빔포머(132)는 트랜스듀서(110)의 스캔라인 개수만큼 제 1 반사 신호로 집속 프레임 데이터가 생성되도록 한다. 또한, 빔포머(132)는 제 2 반사 신호로부터 생성되도록 한다. 한편, 비집속 초음파를 복수 번 송신하는 경우에는 복수 번 송신에 대응하는 각각의 제 2 반사 신호를 이용하여 복수 개의 비집속 프레임 데이터를 생성할 수도 있으며, 나아가 그 비집속 프레임 데이터들을 합성하여 하나의 비집속 프레임 데이터를 생성할 수도 있다.

[0031] 빔포머(132)는 제 1 반사 신호에 기초하여 적어도 한 개 이상의 프레임을 집속 프레임 데이터로 생성한다. 예컨대, 빔포머(132)는 트랜스듀서(110)가 집속 초음파를 대상체로 송신한 경우, 대상체로부터 집속 초음파에 대응하는 제 1 반사 신호를 수신한 후 집속 프레임 데이터를 생성할 수 있다. 빔포머(132)는 트랜스듀서(110)의 전체 스캔라인에 대한 반사 신호를 수신하여 하나 프레임(집속 프레임)을 생성하는 것이 바람직하나 반드시 이에 한정되는 것은 아니며, 전체 스캔라인에 대한 반사 신호를 반복 수신하여 복수의 프레임을 생성한 후 이를 하나의 프레임(집속 프레임)으로 생성할 수도 있다.

[0032] 빔포머(132)는 제 2 반사 신호에 기초하여 적어도 두 개 이상의 프레임을 비집속 프레임 데이터로 생성한다. 예컨대, 빔포머(132)는 트랜스듀서(110)가 복수 개의 서로 다른 송신 각도를 갖는 비집속 초음파를 대상체로 송신한 경우, 대상체로부터 복수 개의 서로 다른 송신 각도를 갖는 비집속 초음파에 대응하는 제 2 반사 신호를 수신한 후 각각의 송신 각도 별 프레임을 공간 합성(Spatial Compounding)한 하나의 비집속 프레임 데이터를 생성할 수 있다.

[0033] 빔포머(132)가 비집속 초음파에 대응하는 제 2 반사 신호를 이용하여 프레임을 생성하는 과정에 대해 설명하자면, 빔포머(132)는 수신 빔포밍(Beamforming) 완료 시점의 신호를 공간 합성하거나, 수신 빔포밍 수행 전 시점의 신호를 주파수 합성(Frequency Compounding)한다. 빔포머(132)는 제 1 반사 신호를 수신 빔포밍 완료 시점에 저장부에 저장하거나 제 2 반사 신호를 수신 빔포밍 수행 전 시점에 저장부에 저장한다. 여기서, 수신 빔포밍 수행 전 시점에 저장부에 저장된 반사 신호는 로우 데이터(Raw Data) 개념의 데이터를 말한다.

[0034] 본 실시예에 따른 합성부(134)는 집속 프레임 데이터와 비집속 프레임 데이터를 하나의 프레임으로 합성하여 최종 프레임 데이터를 생성한다. 합성부(134)는 집속 프레임 데이터와 비집속 프레임 데이터 각각에 기 설정된 가중치(Weight)를 적용하여 하나의 프레임으로 합성한 최종 프레임 데이터를 생성한다. 예컨대, 합성부(134)는 집속 프레임 데이터를 기반으로 비집속 프레임 데이터를 생성할 수 있으므로, 집속 프레임 데이터에 대한 높은 가중치를 적용하고 비집속 프레임 데이터에 낮은 가중치를 적용하는 것이 바람직하나 반드시 이에 한정되는 것은 아니다. 다시 말해, 합성부(134)는 집속 프레임 데이터 및 비집속 프레임 데이터마다 기 각기 다른 가중치를 적용한 후 하나의 프레임으로 합성한 최종 프레임 데이터를 생성할 수 있다.

[0035] 신호 처리부(136)는 빔포머(132)에서 집속된 수신 스캔라인의 반사 신호를 기저 대역 신호(Baseband Signals)로 변환시키고 직교 복조기(Quadrature Demodulator)를 사용해서 포락선(Envelope)을 검출하여 프레임 또는 하나 이상의 스캔라인에 대한 데이터를 얻는다. 또한, 신호 처리부(136)는 빔포머(132)에 의해 생성된 데이터를 디지털 신호로 처리한다. 또한, 신호 처리부(136)는 합성부(134)로부터 최종 프레임 데이터를 수신하여 후처리(Post-Processing)를 수행할 수 있다.

[0036] 주사 변환부(138)는 빔포머(132)에서 얻어진 데이터의 주사 방향을 디스플레이부(예컨대, 모니터)의 픽셀 방향과 일치시키며, 해당 데이터를 디스플레이부의 픽셀 위치로 매핑시킨다. 주사 변환부(138)는 초음파 영상 데이터를 소정의 스캔라인 표시형식의 디스플레이부에서 사용되는 데이터 형식으로 변환한다.

[0037] 한편, 초음파 의료 장치(100)는 사용자 입력부를 추가로 포함할 수 있으며, 사용자 입력부는 사용자의 조작 또

는 입력에 의한 명령(Instruction)을 입력받는다. 여기서, 사용자 명령은 초음파 의료 장치(100)를 제어하기 위한 설정 명령 등이 될 수 있다. 또한, 초음파 의료 장치(100)는 저장부를 포함할 수 있으며, 저장부에는 아날로그 디지털 컨버터(124)를 경유한 반사 신호(수신 빔포밍 수행 전 시점의 신호)를 저장하거나 수신 빔포밍이 완료된 반사 신호(수신 빔포밍 완료 시점의 신호)가 저장될 수 있다.

[0038] 도 2는 본 실시예에 따른 프레임 합성을 이용한 최종 프레임 생성을 나타낸 도면이다.

[0039] 도 2에 도시된 바와 같이, 초음파 의료 장치(100)는 대상체로 집속 초음파를 송신한 후 대상체로부터 집속 초음파에 대응하는 제 1 반사 신호를 수신하며, 제 1 반사 신호에 기초하여 집속 프레임 데이터를 생성한다. 초음파 의료 장치(100)가 집속 프레임 데이터를 생성하는 과정은 이하 도 3a를 통해 구체적으로 설명하도록 한다.

[0040] 또한, 초음파 의료 장치(100)는 대상체로 비집속 초음파를 송신한 후 대상체로부터 비집속 초음파에 대응하는 제 2 반사 신호를 수신하며, 제 2 반사 신호에 기초하여 비집속 프레임 데이터가 생성되도록 한다. 초음파 의료 장치(100)가 집속 프레임 데이터를 생성하는 과정은 이하, 도 3b를 통해 구체적으로 설명하도록 한다.

[0041] 도 2에서 초음파 의료 장치(100)가 비집속 초음파의 송신 각도를 달리하는 방식에 대해 설명한다. 초음파 의료 장치(100)는 인접 트랜스듀서 간 $-\theta$ 의 위상차를 갖는 비집속 초음파를 대상체로 송신할 수 있다. 도 2에 도시된 θ 란 트랜스듀서의 물리적인 이동 각도가 아닌 인접 트랜스듀서 엘리먼트 사이의 위상차를 θ 로 개념적으로 나타낸 것이다. 이후, 초음파 의료 장치(100)는 인접 트랜스듀서 간 $-\theta$ 의 위상차를 갖는 비집속 초음파에 대응하는 반사 신호에 기초하여 프레임을 생성한다.

[0042] 초음파 의료 장치(100)는 인접 트랜스듀서 간 위상차를 갖지 않는 비집속 초음파를 대상체로 송신하고, 인접 트랜스듀서 간 위상차를 갖지 않는 비집속 초음파에 대응하는 반사 신호에 기초하여 프레임을 생성한다. 초음파 의료 장치(100)는 인접 트랜스듀서 간 θ 의 위상차를 갖는 비집속 초음파를 대상체로 송신한 후 인접 트랜스듀서 간 θ 의 위상차를 갖는 비집속 초음파에 대응하는 반사 신호에 기초하여 프레임을 생성한다. 초음파 의료 장치(100)는 인접 트랜스듀서 간 $-\theta$ 의 위상차를 갖는 비집속 초음파에 대응하는 프레임, 인접 트랜스듀서 간 위상차를 갖지 않는 비집속 초음파에 대응하는 프레임, 인접 트랜스듀서 간 θ 의 위상차를 갖는 비집속 초음파에 대응하는 프레임들로 하나의 비집속 프레임 데이터를 생성한다.

[0043] 이후 초음파 의료 장치(100)는 집속 프레임 데이터와 비집속 프레임 데이터를 합성하여 최종 프레임 데이터를 생성한다.

[0044] 도 3a는 본 실시예에 따른 집속 프레임 생성 과정을 나타낸 도면이다.

[0045] 도 3a에 도시된 바와 같이, 초음파 의료 장치(100)의 집속 프레임 데이터의 생성은 스캔라인당 초음파 빔 하나를 이용하여 프레임의 일부 영상을 생성한 후 이를 하나의 프레임으로 생성한다.

[0046] 먼저, 초음파 의료 장치(100)는 기 설정된 스캔라인에 따라 대상체로 집속 초음파를 전송한 후 대상체로부터 제 1 반사 신호를 수신한다. 이후, 초음파 의료 장치(100)는 스캔라인 별 제 1 반사 신호에 기초하여 집속 프레임 데이터를 생성한다. 이때, 생성된 집속 프레임 데이터는 비집속 프레임 데이터와 합성과 무관하게 별도로 초음파 의료 장치(100)에 구비된 디스플레이부를 통해 출력될 수도 있다. 예컨대, 도 3a에 도시된 바와 같이 스캔라인이 제 1 스캔라인 내지 제 N 스캔라인이 존재하는 경우, 초음파 의료 장치(100)는 제 1 스캔라인으로 집속 초음파를 전송한 후 반사 신호를 수신하여 영상처리를 수행하고, 이를 제 N 스캔라인까지 수행하여 집속 프레임 데이터를 생성하는 방식이다.

[0047] 도 3b는 본 실시예에 따른 비집속 프레임 생성 과정을 나타낸 도면이다.

[0048] 도 3b에 도시된 바와 같이, 초음파 의료 장치(100)가 비집속 초음파를 발생시켜 생성하는 프레임은 한 번에 모든 트랜스듀서 엘리먼트를 이용하여 비집속 프레임 데이터를 생성하기 때문에 일반적인 영상 처리 방식보다 빠르게 동작한다. 예컨대, 초음파 의료 장치(100)는 대상체로 비집속 초음파를 송신하고, 비집속 초음파에 대응하는 제 2 반사 신호에 기초하여 비집속 프레임 데이터를 생성한다. 이때, 생성된 비집속 프레임 데이터는 집속 프레임 데이터와의 합성과 무관하게 별도로 초음파 의료 장치(100)에 구비된 디스플레이부를 통해 출력될 수도 있다.

[0049] 도 3b에서는 초음파 의료 장치(100)가 비집속 초음파의 송신 각도를 달리하여 영상을 생성하는 방식에 대해 설명한다. 초음파 의료 장치(100)는 제 2 반사 신호에 기초하여 비집속 프레임 데이터를 생성할 때, 고속 이미징 처리를 위해 소프트웨어적인 병렬 처리를 수행할 수 있다. 더불어, 초음파 의료 장치(100)는 비집속 초음파를

대상체로 전송할 때 복수 개의 서로 다른 송신 위상차(예컨대, $-\theta$, θ)를 갖도록 제어할 수 있다.

[0050] 도 3b에 도시된 바와 같이, 초음파 의료 장치(100)는 인접 트랜스듀서 간 ' -5° '의 위상차를 갖는 비집속 초음파를 대상체로 송신하고, 인접 트랜스듀서 간 ' -5° '의 위상차를 갖는 비집속 초음파에 대응하는 반사 신호에 기초하여 프레임을 생성한다.

[0051] 또한, 초음파 의료 장치(100)는 인접 트랜스듀서 간 위상차를 갖지 않는 비집속 초음파를 대상체로 송신하고, 인접 트랜스듀서 간 위상차를 갖지 않는 비집속 초음파에 대응하는 반사 신호에 기초하여 프레임을 생성한다. 초음파 의료 장치(100)는 인접 트랜스듀서 간 ' $+5^\circ$ '의 위상차를 갖는 비집속 초음파를 대상체로 송신하고, 트랜스듀서의 수평면과 ' $+5^\circ$ '를 갖는 비집속 초음파에 대응하는 반사 신호에 기초하여 프레임을 생성한다. 이후, 초음파 의료 장치(100)는 인접 트랜스듀서 간 ' $-\theta$ '의 위상차를 갖는 비집속 초음파에 대응하는 프레임, 인접 트랜스듀서 간 위상차를 갖지 않는 비집속 초음파에 대응하는 프레임, 인접 트랜스듀서 간 ' θ '의 위상차를 갖는 비집속 초음파에 대응하는 프레임들을 하나의 비집속 프레임 데이터를 생성할 수 있다.

[0052] 한편, 초음파 의료 장치(100)는 비집속 초음파를 대상체로 송신한 후 비집속 초음파에 대응하는 반사 신호에 기초하여 프레임을 생성한 후 서로 상이한 주파수를 갖는 비집속 초음파를 다시 대상체로 송신한 후 서로 상이한 주파수를 갖는 비집속 초음파에 대응하는 반사 신호에 기초하여 프레임을 생성할 수 있다. 이후 초음파 의료 장치(100)는 비집속 초음파에 대응하는 프레임과 서로 상이한 비집속 초음파에 대응하는 프레임들로 하나의 비집속 프레임 데이터를 생성할 수 있다.

[0053] 도 4는 본 실시예에 따른 초음파 영상 합성 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

[0054] 초음파 의료 장치(100)는 제 1 송수신 구간 동안 대상체로 집속 초음파를 송신한다(S410). 단계 S410에서 제 1 송수신 구간은 초음파 의료 장치(100)의 트랜스듀서(110)의 스캔라인을 따라 집속 초음파 송신을 완료할 때까지의 구간을 말한다. 예컨대, 초음파 의료 장치(100)의 트랜스듀서(110)의 스캔라인을 ' 128° '로 가정하는 경우, 제 1 송수신 구간은 128° 엘리먼트의 스캔라인을 따라 집속 초음파 송신이 완료될 때까지의 구간을 말한다.

[0055] 초음파 의료 장치(100)는 대상체로부터 집속 초음파에 대응하는 제 1 반사 신호를 수신하며, 제 1 반사 신호에 기초하여 집속 프레임 데이터를 생성한다(S420). 단계 S420에서 초음파 의료 장치(100)는 스캔라인 개수(예컨대, 128개)만큼 제 1 반사 신호로 집속 프레임 데이터를 생성한다. 또한, 초음파 의료 장치(100)는 제 1 반사 신호에 기초하여 적어도 한 개 이상의 프레임을 집속 프레임 데이터로 생성할 수 있다.

[0056] 초음파 의료 장치(100)는 제 2 송수신 구간 동안 대상체로 적어도 한 번의 비집속 초음파를 송신한다(S430). 단계 S430에서 제 2 송수신 구간은 제 1 송수신 구간과 서로 다른 구간을 말하며, 제 1 송수신 구간을 보다 짧은 구간을 갖는다. 초음파 의료 장치(100)는 비집속 초음파를 송신하기 위해서는 트랜스듀서(110)의 스캔라인 전체를 한번에 이용하므로, 제 1 송수신 구간을 보다 짧은 제 2 송수신 구간 동안 트랜스듀서(110)의 스캔라인 전체를 이용하여 비집속 초음파를 대상체로 송신한다.

[0057] 또한, 초음파 의료 장치(100)는 집속 초음파와 서로 상이한 주파수를 갖는 비집속 초음파(비집속 초음파끼리도 서로 상이한 주파수를 갖는 비집속 초음파)를 대상체로 송신하며, 복수 개의 서로 다른 송신 각도를 갖는 비집속 초음파를 대상체로 송신할 수 있다. 여기서, 비집속 초음파는 평면파, 브로드 빔 중 적어도 하나 이상의 빔을 포함한다.

[0058] 초음파 의료 장치(100)는 대상체로부터 비집속 초음파에 대응하는 제 2 반사 신호를 수신하며, 제 2 반사 신호에 기초하여 비집속 프레임 데이터를 생성한다(S440). 단계 S440에서 초음파 의료 장치(100)는 기 설정된 개수만큼 제 2 반사 신호로 비집속 프레임 데이터를 생성한다. 예컨대, 기 설정된 개수를 ' 2° '로 가정하는 경우, 초음파 의료 장치(100)는 제 2 반사 신호에 대한 ' 2° '의 시퀀스를 이용하여 비집속 프레임 데이터를 생성한다.

[0059] 또한, 초음파 의료 장치(100)는 제 2 반사 신호에 기초하여 적어도 두 개 이상의 프레임을 비집속 프레임 데이터로 생성한다. 예컨대, 초음파 의료 장치(100)는 비집속 초음파에 대응하는 제 2 반사 신호를 이용하여 생성된 프레임이 적어도 두 개 이상인 경우 수신 빔포밍 완료 시점의 신호를 공간 합성하거나, 수신 빔포밍 수행 전 시점의 신호를 주파수 합성하여 비집속 프레임 데이터를 생성할 수 있다.

[0060] 초음파 의료 장치(100)는 집속 프레임 데이터와 비집속 프레임 데이터를 하나의 프레임으로 합성하여 최종 프레임 데이터를 생성한다(S450). 단계 S450에서 초음파 의료 장치(100)는 집속 프레임 데이터와 비집속 프레임 데이터 각각에 기 설정된 가중치를 적용하여 하나의 프레임으로 합성한 최종 프레임 데이터를 생성할 수 있다.

- [0061] 단계 S450 이후 초음파 의료 장치(100)는 제 1 반사 신호를 수신 빔포밍 완료 시점에 저장하거나 제 2 반사 신호를 수신 빔포밍 수행 전 시점에 저장할 수 있다. 초음파 의료 장치(100)는 최종 프레임 데이터가 디스플레이 부를 통해 디스플레이되도록 한다(S460).
- [0062] 도 4에서는 단계 S410 내지 단계 S460을 순차적으로 실행하는 것으로 기재하고 있으나, 반드시 이에 한정되는 것은 아니다. 도 4에 기재된 단계를 변경하여 실행하거나 하나 이상의 단계를 병렬적으로 실행하는 것으로 적용 가능할 것이므로, 도 4는 시계열적인 순서로 한정되는 것은 아니다.
- [0063] 전술한 바와 같이 도 4에 기재된 본 실시예에 따른 초음파 영상 합성 방법은 프로그램으로 구현되고 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 기록될 수 있다. 본 실시예에 따른 초음파 영상 합성 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록되고 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록장치를 포함한다.
- [0064] 도 5는 본 실시예에 따른 프레임 합성의 주기를 나타낸 예시도이다.
- [0065] 도 5의 (a)에 대해 예를 들어 설명하자면, 초음파 의료 장치(100)는 스캔라인에 따라 대상체로 집속 초음파를 대상체로 전송한 후 대상체로부터 제 1 반사 신호를 수신한다. 초음파 의료 장치(100)는 스캔라인 별 제 1 반사 신호에 기초하여 집속 프레임 데이터를 생성한다. 이후 초음파 의료 장치(100)는 스캔라인 전체를 한번에 이용하여 대상체로 비집속 초음파를 전송한 후 대상체로부터 제 2 반사 신호를 수신한다. 초음파 의료 장치(100)는 제 2 반사 신호에 기초하여 비집속 프레임 데이터를 생성한다. 이때, 비집속 프레임 데이터는 약 1 내지 3개의 시퀀스로 이루어질 수 있다. 예컨대, 초음파 의료 장치(100)는 복수 개의 서로 다른 송신 각도를 갖는 비집속 초음파를 대상체로 송신한 후 송신 각도 각각에 대한 프레임을 생성할 수 있다.
- [0066] 집속 프레임 데이터 및 비집속 프레임 데이터를 생성할 때, 도 5의 (a)에 도시된 바와 같이, 초음파 의료 장치(100)는 트랜스듀서(110)를 제어하여 제 1 송수신 구간 동안 집속 초음파가 대상체로 송신되도록 하고, 제 2 송수신 구간 동안 적어도 한 번의 비집속 초음파가 대상체로 송신되도록 한다.
- [0067] 또한, 도 5의 (a)와 같이 약 1 내지 3개의 비집속 프레임 데이터를 생성하여 집속 프레임 데이터와 합성하는 경우 합성된 최종 프레임 데이터의 프레임 레이트가 떨어지지 않는다. 다시 말해, 약 1 내지 3개의 시퀀스로 이루어진 비집속 프레임 데이터는 집속 프레임 데이터와 같이 많은 데이터 획득 시간이 필요하지 않기 때문에 집속 프레임 데이터를 기반으로 비집속 프레임 데이터를 합성한 최종 프레임 데이터는 프레임 레이트가 떨어지지 않는다.
- [0068] 도 5의 (a)에 도시된 제 1 송수신 구간은 집속 초음파를 이용하여 적어도 하나의 프레임에 대한 데이터를 획득하는 데에 필요한 시간 구간을 의미한다. 도 5의 (a)에 도시된 제 2 송수신 구간은 비집속 초음파를 이용하여 적어도 하나의 프레임에 대한 데이터를 획득하는 데에 필요한 시간 구간을 의미한다. 도 5의 (a)에 도시된 제 2 송수신 구간은 제 1 송수신 구간(프레임 데이터 획득 구간)들 사이에 존재할 수 있다.
- [0069] 도 5의 (b)에 대해 설명하자면, 초음파 의료 장치(100)는 집속 송신 구간 사이사이에 비집속 송신 시퀀스가 삽입되도록 동작할 수 있다. 초음파 의료 장치(100)는 스캔라인에 따라 대상체로 집속 초음파를 전송한 후 대상체로부터 제 1 반사 신호를 수신하는 집속 송신 구간 사이사이에 스캔라인 전체를 한번에 이용하여 대상체로 비집속 초음파를 전송하고, 비집속 초음파에 대응하는 제 2 반사 신호를 수신하는 비집속 송신 시퀀스를 삽입하여 동작할 수 있다. 도 5의 (b)와 같이 집속 송신 구간 사이사이에 비집속 송신 시퀀스가 삽입되는 경우 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치(100)에서는 대상체의 움직임에 따른 홈결(Moving Artifact)의 영향이 최소화하는 초음파 영상을 제공할 수 있는 것이다.
- [0070] 도 5의 (b)에 도시된 제 1 송수신 구간은 집속 초음파를 이용하여 적어도 하나의 스캔라인에 대한 데이터를 획득하는 데에 필요한 시간 구간을 의미한다. 도 5의 (b)에 도시된 제 2 송수신 구간은 비집속 초음파를 이용하여 적어도 하나의 프레임 데이터에 대한 데이터를 획득하는 데에 필요한 시간 구간을 의미한다. 도 5의 (b)에 도시된 제 2 송수신 구간은 제 1 송수신 구간(스캔라인에 대한 데이터 획득 구간)들 사이에 존재할 수 있다.
- [0071] 이상의 설명은 본 실시예의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 실시예가 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 실시예의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 따라서, 본 실시예들은 본 실시예의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 실시예의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 본 실시예의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 실시예의

권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

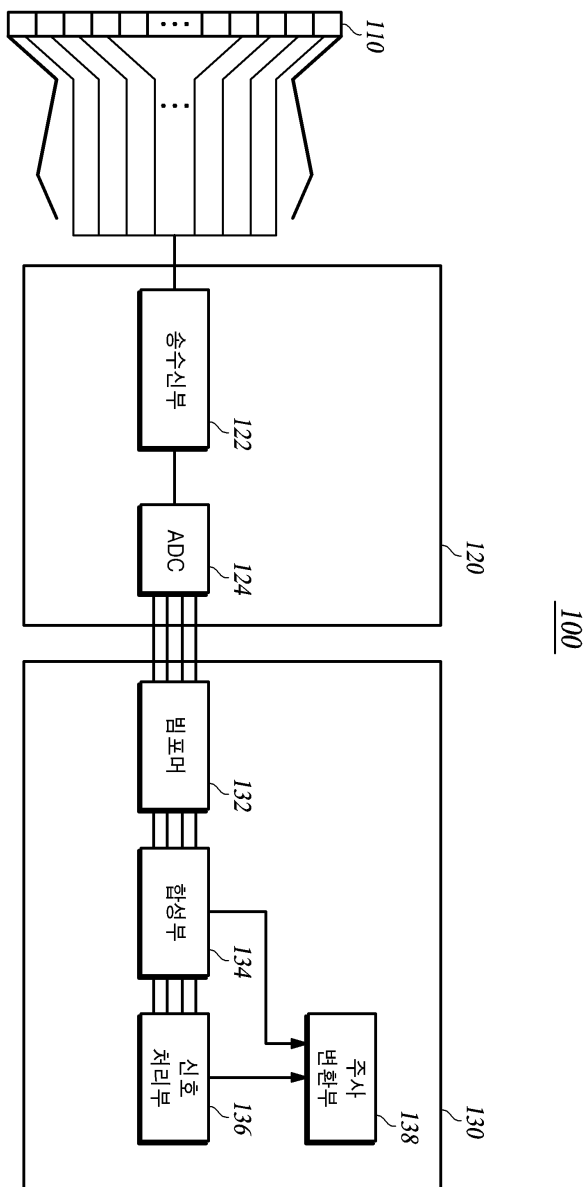
부호의 설명

[0072]

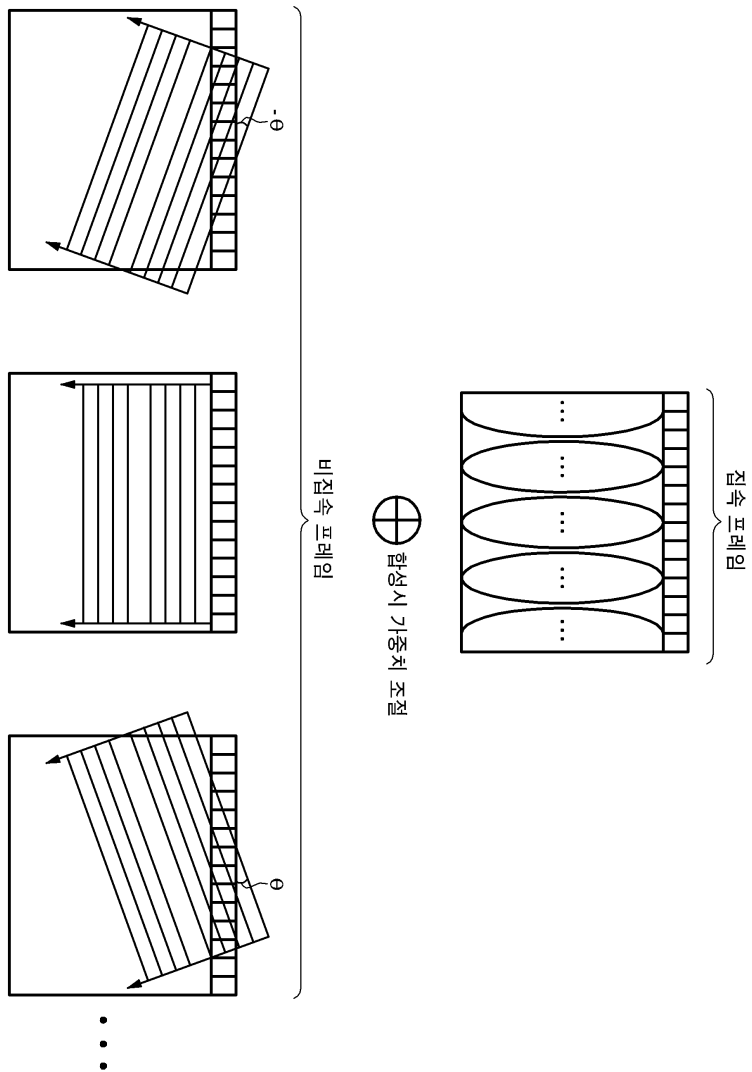
- | | |
|----------------|-------------------|
| 100: 초음파 의료 장치 | |
| 110: 트랜스듀서 | 120: 전단 처리부 |
| 122: 송수신부 | 124: 아날로그 디지털 컨버터 |
| 130: 호스트 | 132: 빔포머 |
| 134: 합성부 | 136: 신호 처리부 |
| 138: 주사 변환부 | |

도면

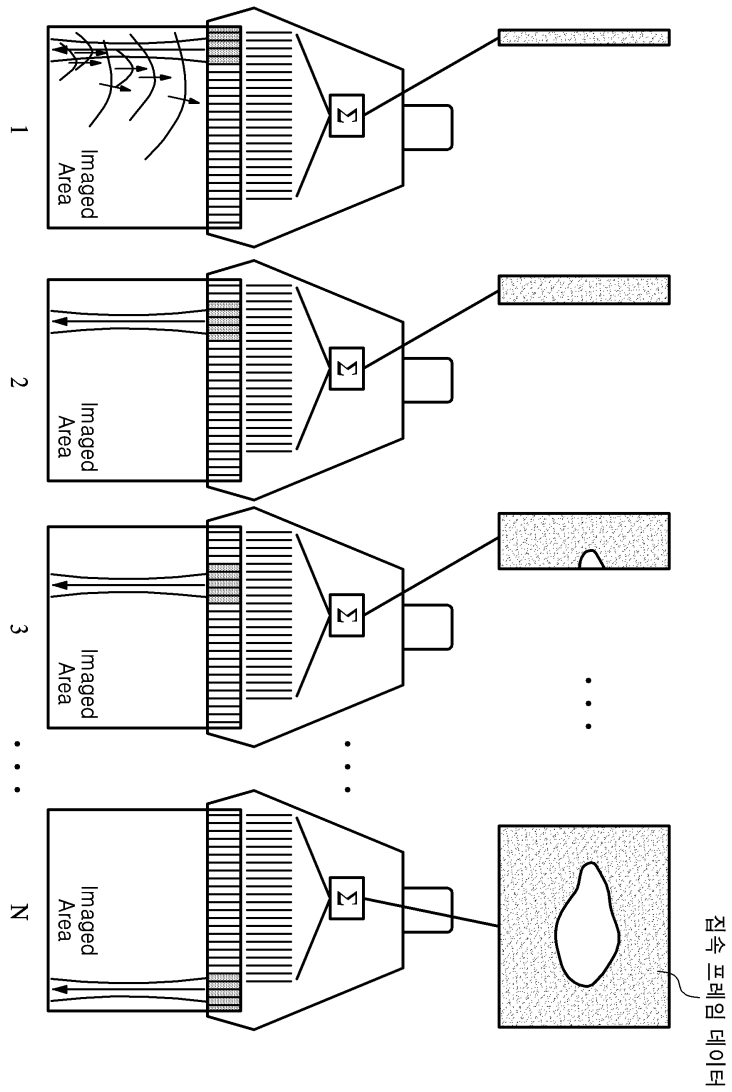
도면1



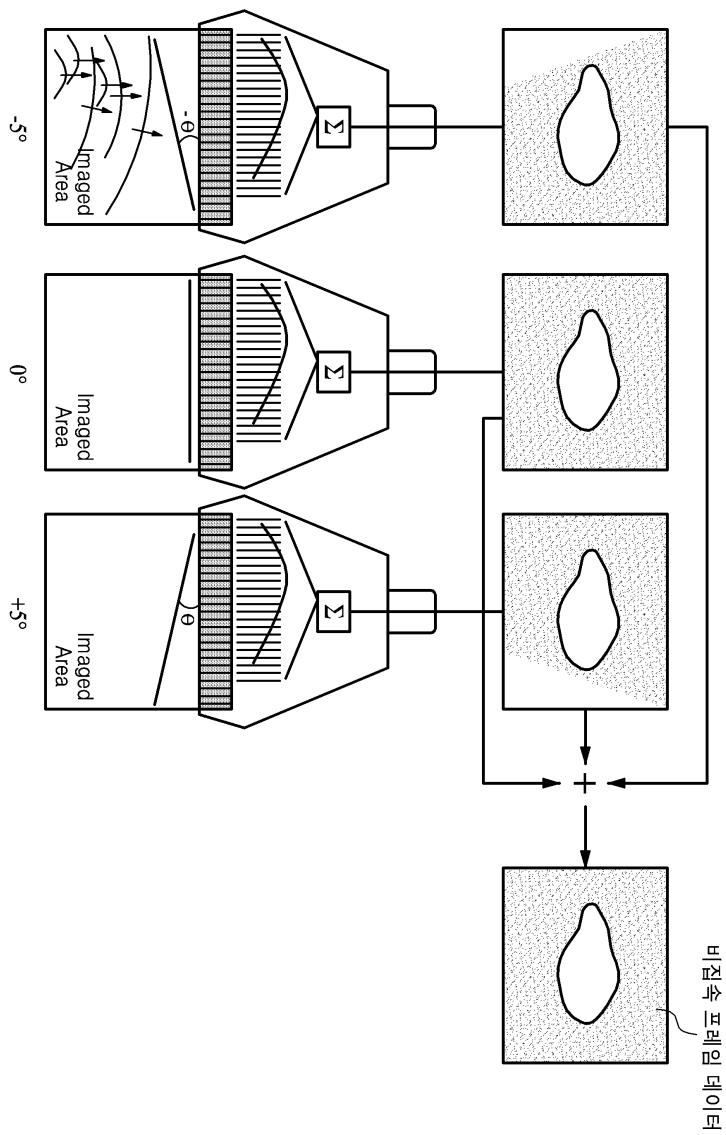
도면2



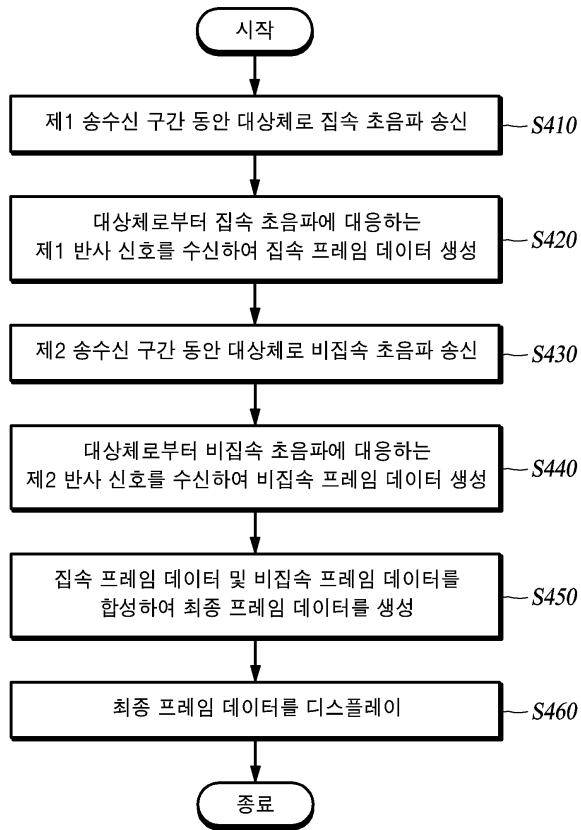
도면3a



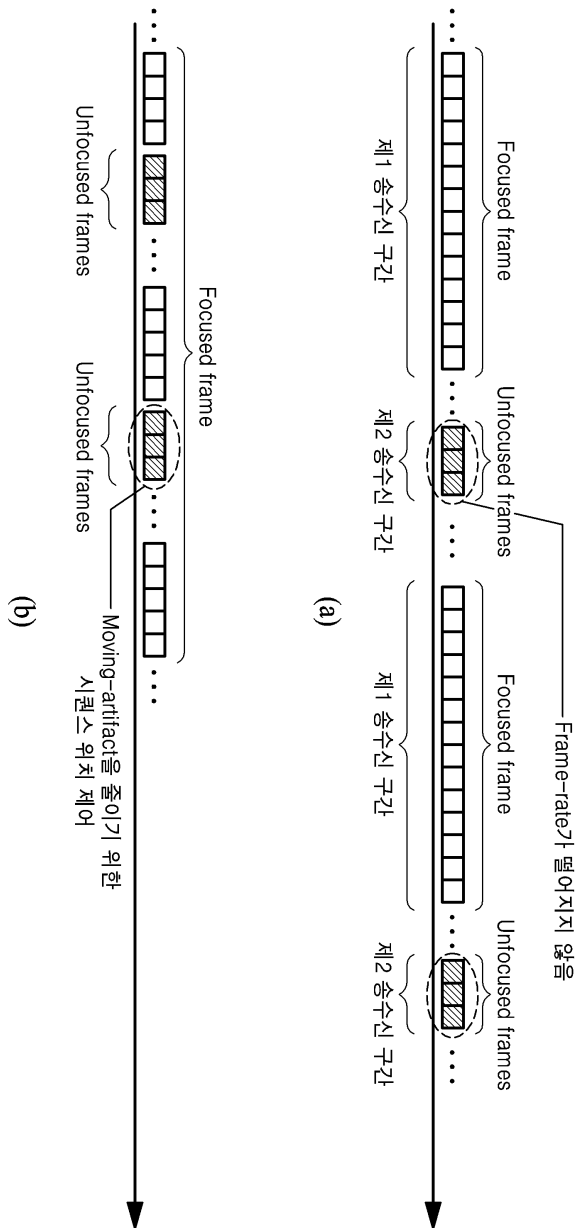
도면3b



도면4



도면5



专利名称(译)	标题：超声波图像合成方法和装置		
公开(公告)号	KR101555259B1	公开(公告)日	2015-09-24
申请号	KR1020130146923	申请日	2013-11-29
[标]申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗机械贸易有限公司		
申请(专利权)人(译)	铝齿轮医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	铝齿轮医疗系统有限公司		
[标]发明人	CHANG SUN YEOB 장선엽 SON KEON HO 손건호 KIM JONG HOON 김중훈 CHO HYUN CHUL 조현철		
发明人	장선엽 손건호 김중훈 조현철		
IPC分类号	A61B8/00 G06T5/50		
CPC分类号	A61B8/5253 G01S7/52085 G01S15/8995 G06T5/50 G06T2207/10016 G06T2207/10132 G06T2207/10148 A61B8/4483		
代理人(译)	LEE HEE CHUL		
其他公开文献	KR1020150062357A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于复合超声图像的方法和装置。本发明提供了用于合成图像的方法和装置，其可以将基于在将聚焦超声波和未聚焦超声波发送到伪像之后接收的反射信号而生成的帧进行复合，从而防止帧速率的降低并且防止受到的影响。移动的神器。

