



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년09월27일

(11) 등록번호 10-2025258

(24) 등록일자 2019년09월23일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) **A61B 8/00** (2006.01)
G01S 15/89 (2006.01)

(52) CPC특허분류
A61B 8/5207 (2013.01)
A61B 8/4488 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2016-7019637

(22) 출원일자(국제) 2014년01월28일

심사청구일자 2016년07월19일

(85) 번역문제출일자 2016년07월19일

(65) 공개번호 10-2016-0101140

(43) 공개일자 2016년08월24일

(86) 국제출원번호 PCT/KR2014/000774

(87) 국제공개번호 WO 2015/115676

국제공개일자 2015년08월06일

(56) 선행기술조사문헌

JP11056835 A*

KR1020080092866 A*

US20100249596 A1*

KR1020130075481 A

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

알피니언메디칼시스템 주식회사

경기도 화성시 만년로 905-17 (안녕동)

(72) 발명자

박성배

강원도 춘천시 퇴계로 168, 202-1104

배무호

서울시 송파구 올림픽로 35길 104, 19-808

(74) 대리인

이철희

전체 청구항 수 : 총 14 항

심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 서브 어레이를 갖는 트랜스듀서에서 평면파를 이용한 이미지 합성 방법 및 장치

(57) 요약

본 발명의 실시예는, 각각 하나 이상의 엘리먼트로 구성된 복수의 서브 어레이를 포함하며, 대상체로 비집속 초음파(Unfocused Ultrasound)를 송신하고 상기 대상체로부터 반사 신호를 수신하는 트랜스듀서 어레이; 상기 트랜스듀서 어레이 상의 위치에 대응되는 하나 이상의 레퍼런스 스캔라인에 기초하여 상기 반사신호에 대한 제1 지연을 상기 엘리먼트에 설정하여 지연신호를 생성하는 지연신호 생성부; 상기 서브 어레이별로 상기 지연신호를 합산하여 합산신호를 생성하는 합산부; 및 생성하고자 하는 이미지 프레임에 대한 이미지 생성 스캔라인별로 상기 합산신호에 대하여 제2 지연을 설정하여 상기 이미지 프레임을 합성하는 영상 합성부를 포함하는 초음파 의료장치 및 그 제어방법을 제공한다.

(52) CPC특허분류
G01S 15/8927 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

각각 하나 이상의 엘리먼트로 구성된 복수의 서브 어레이를 포함하며, 대상체로 비집속 초음파(Unfocused Ultrasound)를 송신하고 상기 대상체로부터 반사 신호를 수신하여, 각 엘리먼트별로 수신 신호를 생성하는 트랜스듀서 어레이;

상기 트랜스듀서 어레이 상의 위치에 대응되는 레퍼런스 스캔라인에 기초하여, 상기 서브 어레이별로, 해당 서브 어레이에 속하는 각 엘리먼트가 생성한 수신 신호들에 대해 제1 지연 처리를 수행하여, 각 엘리먼트에 대한 아날로그 지연신호를 생성하는 지연신호 생성부, 상기 제1 지연 처리는 해당 서브 어레이에 속하는 각 엘리먼트로부터 상기 레퍼런스 스캔라인 상의 기설정된 위치까지의 거리들 간의 차이를 보상하는 것임;

상기 서브 어레이별로, 해당 서브 어레이에 속하는 각 엘리먼트들의 상기 아날로그 지연신호를 합산하여 아날로그 합산신호를 생성하는 합산부;

각 서브 어레이의 아날로그 합산신호를 디지털 합산신호로 변환하는 아날로그-디지털 변환기; 및

생성하고자 하는 이미지 프레임을 구성하는 이미지 생성 스캔라인별로, 각 서브 어레이의 디지털 합산신호에 대해 제2 지연 처리를 수행한 후 합산하여, 각 이미지 생성 스캔라인에 대한 이미지 데이터를 생성하는 영상 합성부

를 포함하고,

상기 제2 지연 처리는 각 서브 어레이의 기준점으로부터 상기 이미지 생성 스캔라인 상의 기설정된 위치까지의 거리들 간의 차이를 보상하는 것임을 특징으로 하는 초음파 의료장치.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 제1 지연 처리는,

상기 엘리먼트별로, 상기 엘리먼트가 속하는 상기 서브 어레이의 위치와 상기 레퍼런스 스캔라인의 위치에 기초하여 설정되는 제1 지연 값을 상기 수신 신호에 부여하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료장치.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 제1 지연 처리는,

상기 엘리먼트별로, 상기 엘리먼트가 속하는 상기 서브 어레이의 기준점의 위치, 및 상기 엘리먼트와 상기 레퍼런스 스캔라인 사이의 거리를 기초로 설정되는 제1 지연 값을 상기 수신 신호에 부여하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 기준점의 위치는 상기 서브 어레이의 중앙부인 것을 특징으로 하는 초음파 의료장치.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 레퍼런스 스캔라인은 상기 트랜스듀서 어레이 상의 한 점에서 상기 트랜스듀서 어레이의 배열 방향에 수직인 것을 특징으로 하는 초음파 의료장치.

청구항 6

제1항에 있어서, 상기 서브 어레이는,

상기 트랜스듀서 어레이 내의 공간적으로 인접한 복수의 엘리먼트의 집합으로 구성되는 것을 특징으로 하는 초음파 의료장치.

청구항 7

제1항에 있어서, 상기 제2 지연 처리는,

상기 이미지 생성 스캔라인별로 상기 이미지 생성 스캔라인의 위치와 상기 서브 어레이의 기준점의 위치에 기초하여 설정되는 제2 지연 값을 상기 서브 어레이별 합산신호에 각각 부여하는 것임을 특징으로 하는 초음파 의료장치.

청구항 8

삭제

청구항 9

제1항에 있어서, 상기 비집속 초음파는,

평면파 및 와이드 빔 중 하나인 것을 특징으로 하는 초음파 의료장치.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 트랜스듀서 어레이는, 하나의 이미지 프레임의 생성 과정에서, 상기 비집속 초음파를 복수 회 발생하며,

상기 지연신호 생성부는, 각 비집속 초음파에 대응하는 수신 신호들에 대해, 서로 상이한 레퍼런스 스캔라인에 기초하여 상기 제1 지연 처리를 수행하는

것을 특징으로 하는 초음파 의료장치.

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

청구항 13

삭제

청구항 14

삭제

청구항 15

제10항에 있어서, 상기 영상 합성부는,

상기 하나의 이미지 프레임의 생성 과정에서 각 비집속 초음파에 대응하는 상기 디지털 합산신호를 이용하여 채널 데이터를 각각 생성하고, 각 비집속 초음파에 대하여 생성된 채널 데이터를 이용하여 상기 이미지 프레임 내에서 각 레퍼런스 스캔라인에 대응하는 영역의 이미지 생성 스캔라인의 이미지 데이터를 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료장치.

청구항 16

삭제

청구항 17

초음파 의료장치에 의해 수행되는 이미지 합성방법으로서,

각각 하나 이상의 엘리먼트로 구성된 복수의 서브 어레이를 포함하는 트랜스듀서 어레이에서, 대상체로 비집속 초음파를 송신하는 과정;

상기 트랜스듀서에서, 상기 대상체로부터 반사 신호를 수신하여, 각 엘리먼트별로 수신 신호를 생성하는 과정;

상기 트랜스듀서 어레이 상의 위치에 대응되는 레퍼런스 스캔라인에 기초하여, 상기 서브 어레이별로, 해당 서브 어레이에 속하는 각 엘리먼트가 생성한 수신 신호들에 대해 제1 지연 처리를 수행하여, 각 엘리먼트에 대한 아날로그 지연신호를 생성하는 과정, 여기서 상기 제1 지연 처리는 해당 서브 어레이에 속하는 각 엘리먼트로부터 상기 레퍼런스 스캔라인 상의 기설정된 위치까지의 거리들 간의 차이를 보상하는 것임;

상기 서브 어레이별로, 해당 서브 어레이에 속하는 각 엘리먼트의 상기 아날로그 지연신호를 합산하여 아날로그 합산신호를 생성하는 과정;

각 서브 어레이의 아날로그 합산신호를 디지털 합산신호로 변환하는 과정; 및

생성하고자 하는 이미지 프레임의 구성하는 이미지 생성 스캔라인별로, 각 서브 어레이의 디지털 합산신호에 대해 제2 지연 처리를 수행한 후 합산하여, 각 이미지 생성 스캔라인에 대한 이미지 데이터를 생성하는 과정

을 포함하고,

상기 제2 지연 처리는 각 서브 어레이의 기준점으로부터 상기 이미지 생성 스캔라인 상의 기설정된 위치까지의 거리들 간의 차이를 보상하는 것임을 특징으로 하는 이미지 합성방법.

청구항 18

제17항에 있어서, 상기 제1 지연 처리는,

상기 엘리먼트별로, 상기 엘리먼트가 속하는 상기 서브 어레이의 기준점의 위치 및 상기 엘리먼트와 상기 레퍼런스 스캔라인 사이의 거리를 기초로 설정되는 제1 지연 값을 상기 수신 신호에 부여하는 것을 특징으로 하는 이미지 합성방법.

청구항 19

제17항에 있어서, 상기 제2 지연 처리는,

상기 이미지 생성 스캔라인별로 상기 이미지 생성 스캔라인의 위치와 각 서브 어레이별 합산신호에 대응되는 서브 어레이의 기준점의 위치에 기초하여 설정되는 제2 지연 값을 상기 서브 어레이별 합산신호에 각각 부여하는 것을 특징으로 하는 이미지 합성방법.

청구항 20

제17항에 있어서,

하나의 이미지 프레임의 생성하기 위해,

상기 비집속 초음파를 복수 회 발생하며, 각 비집속 초음파에 대해 서로 상이한 레퍼런스 스캔라인에 기초하여 상기 제1 지연 처리를 수행하며,

각 비집속 초음파에 대응하는 상기 디지털 합산신호를 이용하여 채널 데이터를 각각 생성하고,

각 비집속 초음파에 대하여 생성된 채널 데이터를 이용하여 상기 이미지 프레임 내에서 각 레퍼런스 스캔라인에 대응하는 영역의 이미지 생성 스캔라인의 이미지 데이터를 생성하는 것을 특징으로 하는 이미지 합성방법.

청구항 21

삭제

청구항 22

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명의 실시예는 서브 어레이를 갖는 트랜스듀서에서 평면파를 이용한 이미지 합성 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 이 부분에 기술된 내용은 단순히 본 발명의 실시예에 대한 배경 정보를 제공할 뿐 종래기술을 구성하는 것은 아니다.

[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] 최근 들어, 초음파 시스템에서 고속의 영상 처리를 위해 대상체로 평면파를 전송하고, 대상체로부터 평면파에 대응하는 반사 신호를 수신한 후 수신된 반사 신호에 기초하여 영상 프레임을 고속으로 처리하는 영상 처리 기술이 대두되고 있다.

[0005] 하지만, 트랜스듀서 및 마이크로 빔포머(전단 처리부, Front End)를 포함하는 트랜스듀서 모듈을 포함하는 환경에서, 평면파 또는 비집속파를 사용하는 경우 트랜스듀서 모듈과 초음파 의료장치의 본체인 호스트(Host)에서 각각 지연을 설정할 필요성이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 이러한 문제점을 해결하기 위해 본 발명의 일 실시예는, 서브 어레이를 갖는 트랜스듀서에서 평면파를 이용한 이미지 합성 방법 및 장치를 제공하는 데에 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0007] 전술한 목적을 달성하기 위해 본 발명의 일 실시예는, 각각 하나 이상의 엘리먼트로 구성된 복수의 서브 어레이를 포함하며, 대상체로 비집속 초음파(Unfocused Ultrasound)를 송신하고 상기 대상체로부터 반사 신호를 수신하는 트랜스듀서 어레이; 상기 트랜스듀서 어레이 상의 위치에 대응되는 하나 이상의 레퍼런스 스캔라인에 기초하여 상기 반사신호에 대한 제1 지연을 상기 엘리먼트에 설정하여 지연신호를 생성하는 지연신호 생성부; 상기 서브 어레이별로 상기 지연신호를 합산하여 합산신호를 생성하는 합산부; 및 생성하고자 하는 이미지 프레임에 대한 이미지 생성 스캔라인별로 상기 합산신호에 대하여 제2 지연을 설정하여 상기 이미지 프레임을 합성하는 영상 합성부를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료장치를 제공한다.

[0008] 전술한 목적을 달성하기 위해 본 발명의 다른 실시예는, 각각 하나 이상의 엘리먼트로 구성된 복수의 서브 어레이를 포함하는 트랜스듀서 어레이에서, 대상체로 비집속 초음파를 송신하는 과정; 상기 대상체로부터 반사 신호를 수신하는 과정; 상기 트랜스듀서 어레이 상의 위치에 대응되는 하나 이상의 레퍼런스 스캔라인에 기초하여 상기 반사신호에 대한 제1 지연을 상기 엘리먼트에 설정하여 지연신호를 생성하는 과정; 상기 서브 어레이별로 상기 지연신호를 합산하여 합산신호를 생성하는 과정; 및 생성하고자 하는 이미지 프레임에 대한 이미지 생성 스캔라인별로 상기 합산신호에 대하여 제2 지연을 설정하여 상기 이미지 프레임을 합성하는 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 이미지 합성방법을 제공한다.

발명의 효과

[0009] 이상에서 설명한 바와 같이 본 발명의 실시예에 의하면, 트랜스듀서 모듈과 호스트 사이에 무선으로 연결하는 방법을 사용하는 경우, 평면파를 사용하면서 트랜스듀서 어레이를 복수의 서브 어레이로 분리하여 수신신호의 전처리 단계에서 마이크로 빔포밍을 수행하여 평면파를 사용하지 않는 경우에 비해 빠른 프레임 레이트(Frame Rate)를 가지면서 트랜스듀서 어레이(110)를 포함하는 트랜스듀서 모듈과 초음파 영상을 디스플레이하는 호스트

사이에 상호 연결되는 연결선의 개수가 줄어들어 경제성이 증대되는 효과가 있다.

[0010] 또한, 트랜스듀서 모듈과 초음파 영상을 디스플레이하는 호스트 사이에 상호 연결되는 연결선의 개수가 줄어드는 경우 무게가 가벼워져서 사용자의 사용 편의성이 향상되는 효과가 발생한다.

[0011] 그리고, 복수개의 레퍼런스 스캔라인을 사용하고 해당 개수만큼 평면파를 발생함으로써 생성되는 이미지 프레임의 프레임 레이트는 다소 떨어지더라도 생성되는 이미지 프레임의 해상도를 증대시키는 효과가 있다.

[0012] 또한, 트랜스듀서 모듈과 호스트 사이에 무선으로 연결하는 방법을 사용하는 경우에는, 트랜스듀서 모듈에서 호스트로 전송되는 데이터의 양을 줄여주는 효과가 발생한다.

도면의 간단한 설명

[0013] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 의료장치(100)를 블록도로 예시한 도면이다.

도 2는 트랜스듀서 어레이(110)가 복수의 서브 어레이로 나누어지는 경우 및 후술하는 레퍼런스 스캔라인(Reference Scanline)의 예를 예시한 도면이다.

도 3은 마이크로 빔포머(130)를 상세히 도시한 도면이다.

도 4는 설정된 레퍼런스 스캔라인에 기초하여 아날로그 딜레이부(311-314)에서 설정하는 제1 지연의 크기를 계산하는 방법을 예시한 도면이다.

도 5는 영상 합성부(150)에서 디지털 신호로 변환된 합산신호를 수신하여 이미지 프레임을 합성하는 방법을 예시한 도면이다.

도 6은 영상 합성부(150)가 하나의 이미지 생성 스캔라인(SC(0)) 상의 이미지 데이터를 생성하는 한 예를 도시한 것이다.

도 7은 레퍼런스 스캔라인이 복수개인 경우 스캔라인의 위치를 예시한 도면이다.

도 8은 하나의 상기 이미지 프레임의 생성 과정에서 발생하는 각 평면파에 대응하여 생성되는 채널 데이터를 예시한 도면이다.

도 9는 도 2와 같은 형태의 트랜스듀서 어레이(110)를 갖는 경우, 생성되는 이미지 프레임 내에서 각 레퍼런스 스캔라인의 위치와 각 레퍼런스 스캔라인에 대응되는 지연 설정부(910-990)를 예시한 도면이다.

도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 이미지 합성방법을 예시한 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0014] 이하, 본 발명의 일부 실시예들을 예시적인 도면을 통해 상세하게 설명한다. 각 도면의 구성요소들에 참조부호를 부가함에 있어서, 동일한 구성요소들에 대해서는 비록 다른 도면상에 표시되더라도 가능한 한 동일한 부호를 가지도록 하고 있음에 유의해야 한다. 또한, 본 발명을 설명함에 있어, 관련된 공지 구성 또는 기능에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명은 생략한다.

[0015] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 의료장치(100)를 블록도로 예시한 도면이다.

[0016] 도 1에 도시한 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 의료장치(100)는 트랜스듀서 어레이(Transducer Array)(110), 송수신부(120), 마이크로 빔포머(130), ADC(AD Converter)(140), 영상 합성부(150) 및 디스플레이부(160)를 포함하며, 본 실시예에서 초음파 의료장치(100)의 구성 요소는 반드시 이에 한정되는 것은 아니다.

[0017] 도 1에서 송수신부(120), 마이크로 빔포머(130), ADC(140)는 전단 처리부(180)에 해당하며, 마이크로 빔포머(130), ADC(140), 영상 합성부(150) 및 디스플레이부(160)는 호스트(190)에 해당하며, 트랜스듀서 어레이(110) 및 전단 처리부(180)를 포함하여 트랜스듀서 모듈을 형성한다. 한편, 본 실시예에서 ADC(140)가 전단 처리부(180)에 포함되는 것으로 설명하였으나, 실시예에 따라서는 ADC(140)가 호스트(190)에 포함되어 구현될 수도 있다.

[0018] 트랜스듀서 어레이(110)는 각각 하나 이상의 트랜스듀서 엘리먼트(111)로 구성된 복수의 서브 어레이를 포함하며, 관측 영역 내의 대상체로 비집속 초음파를 송신한 후 관측 영역 내의 대상체로부터 비집속 초음파에 대응하는 반사 신호를 수신한다. 여기서, 비집속 초음파는 평면파(Plane Wave) 및 와이드 빔(Wide Beam) 중 적어도 하

나를 포함하며, 이하의 설명에서는 비집속 초음파가 평면파인 경우를 예로 들어 설명한다.

- [0019] 트랜스듀서 어레이(110)는 영상 합성부(150)(또는 별도의 제어부)의 제어에 따라 평면파를 관측 영역으로 송신할 수 있다. 트랜스듀서 어레이(110)는 트랜스듀서 어레이(110) 내의 각 트랜스듀서 엘리먼트(111)들을 이용하여 관측 영역 내의 대상으로 평면파를 송신하고 대상으로부터 반사되는 반사 신호를 수신한다.
- [0020] 도 2는 트랜스듀서 어레이(110)가 복수의 서브 어레이로 나누어지는 경우 및 설정된 레퍼런스 스캔라인(Reference Scanline)의 예를 예시한 도면이다.
- [0021] 도 2에 도시한 바와 같이, 트랜스듀서 어레이(110)는 다수의 서브 어레이(210-260)로 나누어질 수 있다. 여기서, 트랜스듀서 어레이(110)에 6 개의 서브 어레이(210-260)가 포함되고, 각 서브 어레이(210-260)에는 4 개의 트랜스듀서 엘리먼트(111)가 포함되는 것으로 예시하였다. 하지만, 본 발명이 이에 한정되지 않고 서브 어레이는 각각 다양한 개수의 트랜스듀서 엘리먼트(111)를 가질 수 있으며, 각 서브 어레이의 트랜스듀서 엘리먼트(111) 개수도 서로 다를 수도 있다.
- [0022] 또한, 도 2에 도시한 바와 같이, 레퍼런스 스캔라인은 트랜스듀서 어레이(110) 상의 한 점에서 트랜스듀서 어레이(110)의 배열 방향에 수직하게 설정될 수 있다. 도 2에서 도시한 예는 레퍼런스 스캔라인이 1 개인 경우를 예시한 것이며, 레퍼런스 스캔라인이 1개인 경우 레퍼런스 스캔라인의 위치는 트랜스듀서 어레이(110) 상에 트랜스듀서 엘리먼트(111)가 배열된 면의 중앙부에 위치할 수 있으나 본 발명이 이에 한정되지는 않는다.
- [0023] 각 서브 어레이(210-260)는 트랜스듀서 어레이(110) 내의 공간적으로 인접한 복수의 트랜스듀서 엘리먼트(111)의 집합으로 구성될 수 있다.
- [0024] 이하, 전단 처리부(180)에 포함된 구성 요소 대해 설명하도록 한다.
- [0025] 송수신부(120)는 트랜스듀서 어레이(110)에 전압 펄스를 인가하여, 트랜스듀서 어레이(110)의 각각의 트랜스듀서 엘리먼트(111)에서 비집속 초음파가 출력되도록 한다. 송수신부(120)는 트랜스듀서 어레이(110)가 송신 또는 수신을 번갈아 가며 수행할 수 있도록 송신과 수신을 스위칭하는 기능을 수행한다.
- [0026] 마이크로 빔포머(130)는 설정된 하나 이상의 레퍼런스 스캔라인의 위치에 기초하여 반사신호에 대한 지연량(Amount of Delay)인 제1 지연을 트랜스듀서 엘리먼트(111)별로 설정하여 지연신호를 생성하고, 서브 어레이(210-260)별로 지연신호를 합산하여 합산신호를 생성한다.
- [0027] 도 3은 마이크로 빔포머(130)를 상세히 예시한 도면이다.
- [0028] 도 3에 도시한 바와 같이, 마이크로 빔포머(130)는 지연신호 생성부(300) 및 합산부(370)를 포함한다.
- [0029] 지연신호 생성부(300)는 하나 이상의 레퍼런스 스캔라인의 위치에 기초하여 송수신부(120)로부터 수신한 반사신호에 대한 제1 지연을 트랜스듀서 엘리먼트(111)별로 설정하여 지연신호를 생성한다.
- [0030] 지연신호 생성부(300)는 복수의 지연부(310-360)를 포함하고 각 지연부(310-360)는 복수의 서브 어레이(210-260)로부터 각각 반사신호를 수신한다. 여기서, 제1 지연부(310)는 제1 서브 어레이(210)로부터 반사신호를 수신하고, 제2 지연부(320)는 제2 서브 어레이(220)로부터 반사신호를 수신하고, 제3 지연부(330)는 제3 서브 어레이(230)로부터 반사신호를 수신하고, 제4 지연부(340)는 제4 서브 어레이(240)로부터 반사신호를 수신하고, 제5 지연부(350)는 제5 서브 어레이(250)로부터 반사신호를 수신하고, 제6 지연부(360)는 제6 서브 어레이(260)로부터 반사신호를 수신한다.
- [0031] 각 지연부(310-360)는 대응되는 서브 어레이(210-260)의 트랜스듀서 엘리먼트(111)의 개수만큼의 아날로그 딜레이부(311-314)를 포함하며, 각 아날로그 딜레이부(311-314)는 대응되는 서브 어레이(210-260)의 각 트랜스듀서 엘리먼트(111)로부터 반사신호를 수신한다. 도 3에서 제1 지연부(310)의 아날로그 딜레이부(311-314)를 제외한 나머지 지연부(320-360) 내의 아날로그 딜레이부에 대한 도면부호는 생략하였다.
- [0032] 도 4는 설정된 레퍼런스 스캔라인에 기초하여 아날로그 딜레이부(311-314)에서 설정하는 제1 지연의 크기를 계산하는 방법을 예시한 도면이다.
- [0033] 도 4는 트랜스듀서 어레이(110) 중에서 제1 및 제2 서브 어레이(210, 220)만 도시한 것이고, 제1 서브 어레이(210)에서 수신된 반사신호가 제1 지연부(310)로 입력되는 경우를 가정하면, 제11 아날로그 딜레이부(311)는 제1 서브 어레이(210)의 제11 트랜스듀서 엘리먼트(211)로부터 반사신호를 수신하고, 제12 아날로그 딜레이부(312)는 제1 서브 어레이(210)의 제12 트랜스듀서 엘리먼트(212)로부터 반사신호를 수신하고, 제13 아날로그 딜

레이부(313)는 제1 서브 어레이(210)의 제13 트랜스듀서 엘리먼트(213)로부터 반사신호를 수신하고, 제14 아날로그 딜레이부(314)는 제1 서브 어레이(210)의 제14 트랜스듀서 엘리먼트(214)로부터 반사신호를 수신한다.

[0034] 도 4에 도시한 바와 같이 레퍼런스 스캔라인이 설정된 경우 제1 서브 어레이(210)의 각 트랜스듀서 엘리먼트(211-214)에 대응되는 아날로그 딜레이부(311-314)에서 설정되는 제1 지연의 크기는 수학식 1과 같이 계산된다.

수학식 1

$$\frac{\mathbf{r}_1 - \mathbf{r}}{C}$$

[0035]

[0036] 여기서 C는 음속이며, r 및 r₁은 수학식 2와 같이 계산될 수 있다.

수학식 2

$$\mathbf{r} = \sqrt{Z_p^2 + x^2}$$

$$\mathbf{r}_1 = \sqrt{Z_p^2 + x_1^2}$$

[0037]

[0038] 수학식 2에서 Z_p는 설정된 레퍼런스 스캔라인 상에서 트랜스듀서 어레이(110)와 이미지 위치와의 거리를 나타내고, r은 레퍼런스 스캔라인 상의 트랜스듀서 어레이(110)의 위치와 해당 서브 어레이(210)의 기준점 사이의 거리를 의미하고, r₁은 레퍼런스 스캔라인 상의 트랜스듀서 어레이(110)의 위치와 제1 지연을 계산하고자 하는 아날로그 딜레이부(311)에 대응되는 트랜스듀서 엘리먼트(예컨대, 제11 트랜스듀서 엘리먼트(211))의 중심과의 거리를 의미한다. 본 실시예에서 서브 어레이(210)의 기준점은 해당 서브 어레이(210)의 중앙부를 의미하나 본 발명이 이에 한정되지는 않는다.

[0039] 수학식 1 및 수학식 2에 나타난 바와 같이, 예컨대 아날로그 딜레이부(311)에서 설정되는 제1 지연은 아날로그 딜레이부(311)에 대응되는 해당 트랜스듀서 엘리먼트(211)가 속하는 서브 어레이(210)의 기준점의 위치, 및 해당 트랜스듀서 엘리먼트(211)와 레퍼런스 스캔라인 사이의 거리를 기초로 설정될 수 있다. 나머지 아날로그 딜레이부(312-314)에 대해서도 아날로그 딜레이부(311)와 유사한 방법으로 제1 지연이 설정될 수 있다.

[0040] 수학식 1 및 수학식 2에 의해 지연신호 생성부(300) 내의 각 아날로그 딜레이부(311-314)에 제1 지연이 계산되면 계산된 제1 지연의 크기만큼 지연이 발생하도록 각 아날로그 딜레이부(311-314)를 구성하는 회로의 값을 결정하여 아날로그 딜레이부(311-314)를 구성한다. 참고로, 아날로그 딜레이부(311-314)는 믹서회로(Mixer), 위상 천이기(Phase Shifter), 차지 커플 디바이스(Charge Coupled Device), 메모리(Memory), 샘플/홀드 회로(Sample and Hold Chain) 및 아날로그 필터(Analog Filter) 등의 회로를 포함할 수 있으며 아날로그 딜레이부(311-314)를 구성하는 회로의 동작은 공지기술이므로 이에 대한 설명은 생략한다.

[0041] 합산부(370)는 각 지연부(310-360)에 각각 대응하는 복수의 합산 모듈(371-376)을 포함한다. 각 합산 모듈(371-376)은 서브 어레이(210-260)별로 발생된 지연신호를 서브 어레이(210-260)별로 합산하여 각각 합산신호를 생성한다.

[0042] ADC(140)는 마이크로 빔포머(130)로부터 수신된 아날로그 합산신호를 디지털 신호로 변환한 후 영상 합성부(150)로 전송한다.

- [0043] 영상 합성부(150)는 서브 어레이별로 디지털 신호로 변환된 합산신호를 수신하여 서브 어레이별 데이터를 생성하여 모든 서브 어레이에 대응되는 서브 어레이별 데이터를 포함하는 채널 데이터를 생성한다. 영상 합성부(150)는 생성된 채널 데이터를 이용하여 설정된 복수의 이미지 생성 스캔라인별로 채널 데이터에 제2 지연을 설정하여 이미지 프레임을 합성한다.
- [0044] 도 5는 영상 합성부(150)에서 디지털 신호로 변환된 합산신호를 수신하여 이미지 프레임을 합성하는 방법을 예시한 도면이다.
- [0045] 채널 데이터는 디지털 신호로 변환된 합산신호를 영상 합성부(150)에서 각 합산 모듈(371-376)별로 수신하여 저장한 것이다. 레퍼런스 스캔라인이 1 개인 경우에 영상 합성부(150)에서 채널 데이터는 1개 생성되며, 1 개의 채널 데이터에는 서브 어레이(210-260)의 개수만큼의 디지털화된 합산신호인 서브 데이터(D1-D6)가 저장된다.
- [0046] 영상 합성부(150)는 생성하고자 하는 이미지 프레임 상에 설정된 이미지 생성 스캔라인별로 이미지 생성 스캔라인의 위치와 서브 데이터(D1-D6)에 대응되는 서브 어레이(210-260)의 위치에 기초한 제2 지연을 서브 어레이별 합산신호에 대응되는 서브 데이터(D1-D6)에 각각 설정하여 이미지 데이터를 생성한다. 이와 같은 방법으로 모든 이미지 생성 스캔라인(SC(0), SC(1), ..., SC(N-1))에 대하여 각각 이미지 데이터를 생성하고 각각 생성된 이미지 프레임을 모아서 하나의 이미지 프레임을 합성한다.
- [0047] 영상 합성부(150)는 설정된 이미지 생성 스캔라인별로 채널 데이터에 대하여 제2 지연을 설정하는 복수개의 지연 설정부(510-540)를 포함한다. 각 지연 설정부(510-540)는 생성하고자 하는 이미지 프레임 내의 각 이미지 생성 스캔라인에 대응하는 위치에 해당하는 이미지 데이터를 생성한다.
- [0048] 영상 합성부(150)는, 이미지 생성 스캔라인(SC(0), SC(1), ..., SC(N-1))별로 이미지 생성 스캔라인(SC(0), SC(1), ..., SC(N-1))의 이미지 프레임 내에서의 위치와 서브 어레이별 데이터(예컨대, 서브 데이터 D1-D6)에 대응되는 위치(예컨대, 각 서브 어레이(210-260)의 중앙부의 위치)에 기초한 제2 지연을 각 서브 어레이에 대응되는 서브 데이터(D1-D6)에 각각 설정함으로써 이미지 생성 스캔라인별로 이미지 데이터를 생성하여 전체 이미지 프레임을 합성한다.
- [0049] 제1 지연 설정부(510)는 이미지 생성 스캔라인 SC(0)의 위치에 해당하는 이미지 데이터(SC(0) 이미지 데이터)를 생성하고, 제2 지연 설정부(520)는 이미지 생성 스캔라인 SC(1)의 위치에 해당하는 이미지 데이터(SC(1) 이미지 데이터)를 생성하고, 제3 지연 설정부(530)는 이미지 생성 스캔라인 SC(2)의 위치에 해당하는 이미지 데이터(SC(2) 이미지 데이터)를 생성하고, 이와 유사하게 제N 지연 설정부(540)는 이미지 생성 스캔라인 SC(N-1)의 위치에 해당하는 이미지 데이터(SC(N-1) 이미지 데이터)를 생성한다(단, 본 실시예에서 N = 6으로 가정함).
- [0050] 도 6은 영상 합성부(150)가 하나의 이미지 생성 스캔라인(SC(0)) 상의 이미지 데이터를 생성하는 한 예를 도시한 것이다.
- [0051] 전술하였듯이, 제1 지연 설정부(510)는 모든 서브 데이터(D1-D6)를 이용하여 생성하고자 하는 이미지 프레임 내에서 이미지 생성 스캔라인 SC(0)의 위치에 해당하는 이미지 데이터를 생성한다.
- [0052] 제1 지연 설정부(510)는 이미지 생성 스캔라인 SC(0)의 위치에 해당하는 이미지 데이터를 생성하기 위하여 모든 서브 데이터(D1-D6)에 각각 제2 지연을 설정하고 제2 지연이 설정된 각 서브 데이터(D1-D6)를 합산하여 이미지 생성 스캔라인 SC(1)의 위치에 해당하는 이미지 데이터를 생성한다.
- [0053] 예를 들어, 도 6에서, 서브 데이터 D1에 제1 서브 어레이(210)가 대응되고, 서브 데이터 D2에 제2 서브 어레이(220)가 대응되고, 서브 데이터 D3에 제3 서브 어레이(230)가 대응되고, 서브 데이터 D4에 제4 서브 어레이(240)가 대응되고, 서브 데이터 D5에 제5 서브 어레이(250)가 대응되고, 서브 데이터 D6에 제6 서브 어레이(260)가 대응되는 경우, 이미지 프레임 내의 이미지 위치 I_1 에 대하여 이미지 생성 스캔라인 SC(0)의 위치에 해당하는 이미지 데이터는 수학적 식 3과 같다.

수학식 3

$$\sum_{i=1}^N D_{i, \text{delay}(r_i - Z_1)}$$

[0054]

[0055]

수학식 3에서, $D_{i, \text{delay}(r_i - Z_1)}$ 는 모든 서브 데이터 D_i 에 제2 지연을, 이미지 위치(I_1)와 해당 서브 어레이(210-260)의 기준점의 위치 사이의 거리(r_i)에 서브 어레이(210-260)와 이미지 위치(I_1) 사이의 거리(Z_1)를 뺀($r_i - Z_1$)만큼 설정한 것을 의미한다. 예컨대, 서브 어레이의 개수에 해당하는 N 이 6인 경우 모든 서브 데이터(D_1 - D_6)에 대해서 $D_{i, \text{delay}(r_i - Z_1)}$ 를 구하고 각각 더함으로써 이미지 생성 스캔라인 SC(0) 상의 이미지 위치 I_1 에 해당하는 이미지 데이터를 생성할 수 있다.

[0056]

예컨대, 이미지 생성 스캔라인 SC(0)에 대하여 Z_1 는 이미지 생성 스캔라인 SC(0) 상에서 해당 트랜스듀서 엘리먼트(211)와 이미지 위치 I_1 사이의 거리를 의미하고, r_1 내지 r_6 는 각각 제1 서브 어레이(210) 내지 제6 서브 어레이(260)의 기준점의 위치와 이미지 위치 I_1 사이의 거리를 의미한다. 전술하였듯이, 기준점은 제1 서브 어레이(210) 내지 제6 서브 어레이(260) 내의 중앙부위 위치가 될 수 있다.

[0057]

도 6은 제1 지연 설정부(510)가 이미지 생성 스캔라인 SC(0)의 위치에 해당하는 이미지 데이터를 생성하는 예를 든 것이지만, 이와 유사한 방법으로 나머지 지연 설정부(520-540)가 나머지 이미지 생성 스캔라인(SC(1), SC(2), ..., SC(N-1))에 해당하는 이미지 데이터를 생성할 수 있다.

[0058]

디스플레이부(160)는 영상 합성부(150)에서 얻어진 데이터를 메모리에 기록하고 해당 데이터를 디스플레이 장치의 픽셀 위치로 매핑시켜 디스플레이한다.

[0059]

이와 같이 평면파를 사용하면서 트랜스듀서 어레이(110)를 복수의 서브 어레이로 분리하여 수신신호의 전처리 단계에서 마이크로 빔포밍을 수행하는 경우, 평면파를 사용하지 않는 경우에 비해 빠른 프레임 레이트(Frame Rate)를 가지면서 트랜스듀서 어레이(110)를 포함하는 트랜스듀서 모듈과 초음파 영상을 디스플레이하는 호스트 사이에 상호 연결되는 연결선의 개수가 줄어들어 경제성이 증대된다. 또한, 트랜스듀서 모듈과 초음파 영상을 디스플레이하는 호스트 사이에 상호 연결되는 연결선의 개수가 줄어드는 경우 무게가 가벼워져서 사용자의 사용 편의성이 향상되는 효과가 발생한다.

[0060]

도 7은 레퍼런스 스캔라인이 복수개인 경우 스캔라인의 위치를 예시한 도면이다.

[0061]

도 7과 같이 트랜스듀서 어레이(110)의 복수개의 기설정된 위치에 대응하는 레퍼런스 스캔라인을 설정하여 사용할 수 있다.

[0062]

하나의 이미지 프레임의 생성 과정에서 트랜스듀서 어레이(110)에서 기설정된 레퍼런스 스캔라인의 개수와 동일한 횟수로 평면 초음파를 발생한다.

[0063]

지연신호 생성부(300)는 평면 초음파가 발생되어 반사신호가 수신될 때마다 제1 지연을 설정한 합산신호를 생성한다.

[0064]

지연신호 생성부(300)는 설정된 각 레퍼런스 스캔라인의 위치에 기초하여 각 트랜스듀서 엘리먼트(111)별로 반사신호에 대한 제1 지연을 설정하며, 이러한 제1 지연 설정 동작을 레퍼런스 스캔라인의 개수만큼 수행한다.

[0065]

지연신호 생성부(300)는 각 평면파마다 서로 다른 레퍼런스 스캔라인의 위치에 기초하여 제1 지연을 트랜스듀서 엘리먼트(111)별로 설정한다. 도 7과 같이 레퍼런스 스캔라인의 개수가 복수개인 경우에, 지연신호 생성부(300)가 하나의 레퍼런스 스캔라인의 위치에 기초하여 각 트랜스듀서 엘리먼트(111)별로 제1 지연을 설정하는 방법은 도 4의 설명에서 설명한 바와 같은 방법으로 제1 지연을 설정하므로 더 이상의 상세한 설명은 생략한다.

[0066]

합산부(370)는 하나의 이미지 프레임의 생성 과정에서 발생하는 각 평면파마다 생성된 서브 어레이(210-260)별

지연신호를 합산하여 서브 어레이(210-260)별 합산신호를 생성한다. 따라서, 레퍼런스 스캔라인의 개수만큼 평면파가 발생한 경우에 생성된 서브 어레이(210-260)별 합산신호의 개수도 레퍼런스 스캔라인의 개수와 동일하다.

- [0067] 도 8은 하나의 상기 이미지 프레임의 생성 과정에서 발생하는 각 평면파에 대응하여 생성되는 채널 데이터를 예시한 도면이다.
- [0068] 영상 합성부(150)는 하나의 이미지 프레임의 생성 과정에서 생성되는 각 평면파마다 서브 어레이별로 디지털 신호로 변환된 합산신호를 수신하여 서브 어레이별 데이터를 생성하여 복수의 서브 어레이별 데이터를 포함하는 채널 데이터를 생성한다.
- [0069] 도 8에 도시하듯이, 하나의 상기 이미지 프레임의 생성 과정에서 3개의 평면파가 발생하는 경우에 영상 합성부(150)는 3개의 채널 데이터(810, 820, 830)를 생성한다. 여기서 생성된 3개의 채널 데이터(810, 820, 830)은 각각 하나의 평면파마다 대응되는 레퍼런스 스캔라인에 기초하여 생성된 것이며, 예컨대, 제1 채널 데이터(810)는 제1 레퍼런스 스캔라인을 이용하여 생성된 서브 어레이(210-260)별 지연신호를 합산하여 생성된 것이고, 제2 채널 데이터(820)는 제2 레퍼런스 스캔라인을 이용하여 생성된 서브 어레이(210-260)별 지연신호를 이용하여 생성된 것이고, 제3 채널 데이터(830)는 제3 레퍼런스 스캔라인을 이용하여 생성된 서브 어레이(210-260)별 지연신호를 이용하여 생성된 것이다.
- [0070] 영상 합성부(150)는 각 레퍼런스 스캔라인에 대응하는 채널 데이터를 이용하여 이미지 생성 스캔라인의 이미지 데이터를 생성한다. 영상 합성부(150)는 각 레퍼런스 스캔라인에 대응하는 채널 데이터를 이용하여 이미지 프레임 내의 각 레퍼런스 스캔라인에 대응하는 영역의 이미지 생성 스캔라인의 이미지 데이터를 생성한다.
- [0071] 도 9는 도 2와 같은 형태의 트랜스듀서 어레이(110)를 갖는 경우, 생성되는 이미지 프레임 내에서 각 레퍼런스 스캔라인의 위치와 각 레퍼런스 스캔라인에 대응되는 지연 설정부(910-990)를 예시한 도면이다.
- [0072] 도 9에서, 제1 레퍼런스 스캔라인에 대응되는 이미지 영역은 제1 내지 제8 지연 설정부(910-930)가 이미지 데이터를 생성하고, 제2 레퍼런스 스캔라인에 대응되는 이미지 영역은 제9 내지 제16 지연 설정부(940-960)가 이미지 데이터를 생성하고, 제3 레퍼런스 스캔라인에 대응되는 이미지 영역은 제17 내지 제24 지연 설정부(970-990)가 이미지 데이터를 생성한다.
- [0073] 제1 내지 제8 지연 설정부(910-930)는 제1 레퍼런스 스캔라인에 대응되는 채널 데이터인 제1 채널 데이터(810)를 이용하여 이미지 생성 스캔라인(SC(0), SC(1), ..., SC(7))에 해당하는 이미지 데이터를 생성한다. 제1 내지 제8 지연 설정부(910-930)가 제1 채널 데이터(810)를 이용하여 이미지 생성 스캔라인(SC(0), SC(1), ..., SC(7))에 해당하는 이미지 데이터를 생성하는 방법은 도 5에서 설명한 방법과 동일하므로 더 이상의 상세한 설명은 생략한다.
- [0074] 도 9에서 지연 설정부(910-990)의 동작이 도 5에서의 지연 설정부(510-540)의 동작과 다른 점은 다른 레퍼런스 스캔라인에 대응되는 지연설정부(940-990)는 다른 채널 데이터(예컨대, 제1 채널 데이터(810) 및 제2 채널 데이터(820))를 각각 이용하여 이미지 데이터를 생성한다는 점이다.
- [0075] 이와 같이, 본 실시예에 따르면, 복수개의 레퍼런스 스캔라인을 사용하고 해당 개수만큼 평면파를 발생하는 경우 하나의 이미지 프레임을 생성하는 동안 발생한 평면파의 개수에 반비례하여 생성되는 이미지 프레임의 프레임 레이트는 다소 떨어지더라도 생성되는 이미지 프레임의 해상도를 증대시키는 효과가 있다.
- [0076] 본 실시예에 따른 초음파 의료장치(100)는 트랜스듀서 모듈과 호스트 사이에 유선으로 연결된 경우에 한정되지 않고 무선으로 연결되는 경우에도 사용될 수 있다.
- [0077] 트랜스듀서 모듈과 호스트 사이에 유선으로 연결하는 방법을 사용하는 경우에는, 트랜스듀서 모듈에 포함되는 전단 처리부에서 마이크로 빔포밍을 함으로써 트랜스듀서 모듈과 호스트 사이의 상호 연결을 줄여준다. 유선 연결 방법은 트랜스듀서 어레이가 2D 어레이인 경우에 적용될 수 있으나 본 발명이 이에 한정되지는 않고 1D 트랜스듀서 어레이, 3D 트랜스듀서 어레이 등 다양한 트랜스듀서 어레이를 사용하는 환경에 적용될 수 있다.
- [0078] 트랜스듀서 모듈과 호스트 사이에 무선으로 연결하는 방법을 사용하는 경우에는, 트랜스듀서 모듈에 포함되는 전단 처리부에서 마이크로 빔포밍을 함으로써 트랜스듀서 모듈에서 호스트로 전송되는 데이터의 양을 줄여주는 효과가 발생한다. 무선 연결 방법은 트랜스듀서 어레이가 1D 어레이인 경우이거나 포터블(Portable) 초음파 영상장치 또는 사양이 낮은 초음파 영상장치에 적용될 수 있으나 본 발명이 이에 한정되지는 않는다.

- [0079] 트랜스듀서 모듈과 호스트 사이에 무선 연결 방법을 사용하는 경우에는 ADC(140)는 전단 처리부(180)에 포함되며, 전단 처리부(180)에서 AD 변환이 끝난 데이터를 호스트로 전송하게 된다.
- [0080] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 이미지 합성방법을 예시한 흐름도이다.
- [0081] 본 발명의 일 실시예에 따른 이미지 합성방법은 각각 하나 이상의 엘리먼트를 구비하는 복수의 서브 어레이를 포함하는 트랜스듀서 어레이에서, 대상체로 비집속 초음파를 송신하는 과정(S1010), 대상체로부터 반사 신호를 수신하는 과정(S1020), 하나 이상의 레퍼런스 스캔라인의 위치에 기초하여 반사신호에 대한 제1 지연을 상기 엘리먼트별로 설정하여 지연신호를 생성하는 과정(S1030), 서브 어레이별로 상기 지연신호를 합산하여 합산신호를 생성하는 과정(S1040), 합산신호에 대하여 이미지 생성 스캔라인별로 제2 지연을 설정하여 이미지 프레임을 합성하는 과정(S1050)을 포함한다.
- [0082] 과정 S1010에서는 트랜스듀서 어레이(110)에서 영상 합성부(150)(또는 별도의 제어부)의 제어에 따라 평면파를 관측 영역으로 송신하고, 과정 S1020에서는 트랜스듀서 어레이(110)가 대상체로부터 반사되는 반사 신호를 수신한다. 과정 S1010 및 과정 S1020은 전술한 트랜스듀서 어레이(110) 및 송수신부(120)에서 이루어지는 것으로서 더 이상의 상세한 설명은 생략한다.
- [0083] 과정 S1030은 지연신호 생성부(300)에서 이루어지는 것으로서, 과정 S1030에서는 하나 이상의 레퍼런스 스캔라인의 위치에 기초하여 송수신부(120)로부터 수신한 반사신호에 대한 제1 지연을 트랜스듀서 엘리먼트(111)별로 설정하여 지연신호를 생성한다. 과정 S1030은 전술한 지연신호 생성부(300)에서의 동작과 동일하므로 더 이상의 상세한 설명은 생략한다.
- [0084] 과정 S1040은 합산부(370)에서 이루어지는 것으로서, 합산부(370)는 지연신호 생성부(300) 내의 각 지연부(310-360)에 대응하는 복수의 합산 모듈(371-376)을 포함하는데, 과정 S1040에서는 각 합산 모듈(371-376)은 서브 어레이(210-260)별로 발생된 지연신호를 서브 어레이(210-260)별로 합산하여 각각 합산신호를 생성한다. 과정 S1040은 전술한 합산부(370)에서의 동작과 동일하므로 더 이상의 상세한 설명은 생략한다.
- [0085] 과정 S1050은 영상 합성부(150)에서 이루어지는 것으로서, 과정 S1050에서는 서브 어레이별로 디지털 신호로 변환된 합산신호를 수신하여 서브 어레이별 데이터를 생성하여 모든 서브 어레이에 대응되는 서브 어레이별 데이터를 포함하는 채널 데이터를 생성하며, 생성된 채널 데이터를 이용하여 설정된 복수의 이미지 생성 스캔라인별로 채널 데이터에 제2 지연을 설정하여 이미지 프레임을 합성한다. 과정 S1050은 전술한 영상 합성부(150)에서의 동작과 동일하므로 더 이상의 상세한 설명은 생략한다.
- [0086] 이상의 설명은 본 발명의 실시예의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명의 실시예가 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 실시예의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 따라서, 본 발명의 실시예들은 본 발명의 실시예의 기술사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 발명의 실시예의 기술사상의 범위가 한정되는 것은 아니다.

부호의 설명

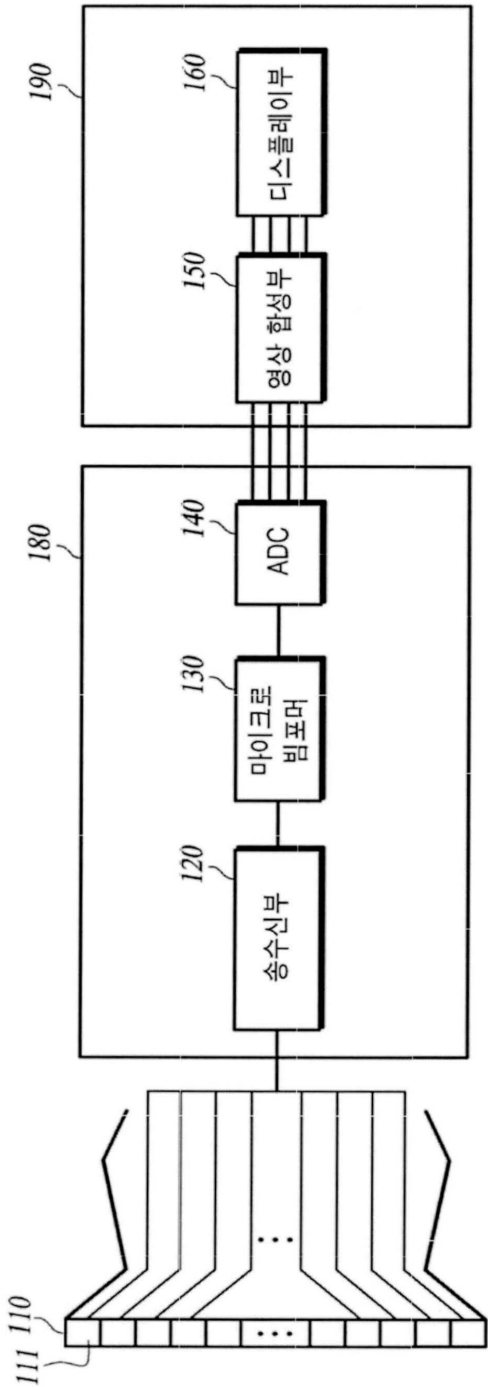
- [0087] 100: 초음파 의료장치
110: 트랜스듀서 어레이
111: 트랜스듀서 엘리먼트
120: 송수신부
130: 마이크로 빔포머
140: ADC
150: 영상 합성부
160: 디스플레이부
180: 전단 처리부
190: 호스트

210-260: 제1-제6 서브 어레이
211-214: 제11-제14 트랜스듀서 엘리먼트
300: 지연신호 생성부
310-360: 제1-제6 지연부
311-314: 제11-제14 아날로그 딜레이부
370: 합산부
371-376: 제1-제6 합산모듈
510-540: 제1-제N 지연 설정부
810-830: 제1-제3 채널 데이터
910-990: 제1-제24 지연 설정부

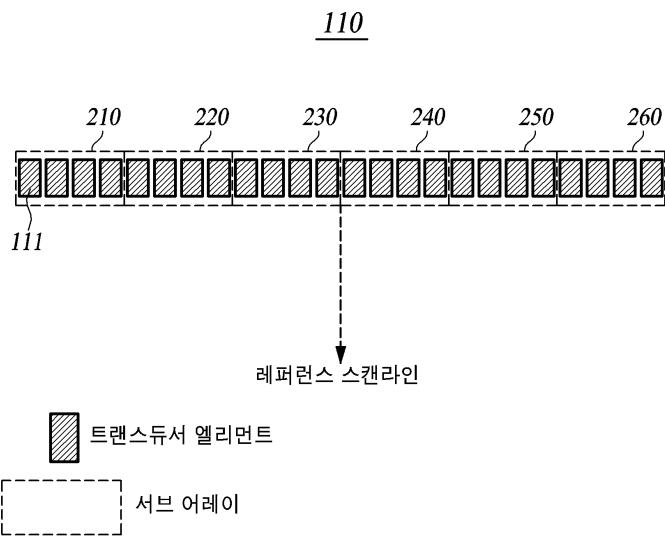
도면

도면1

100

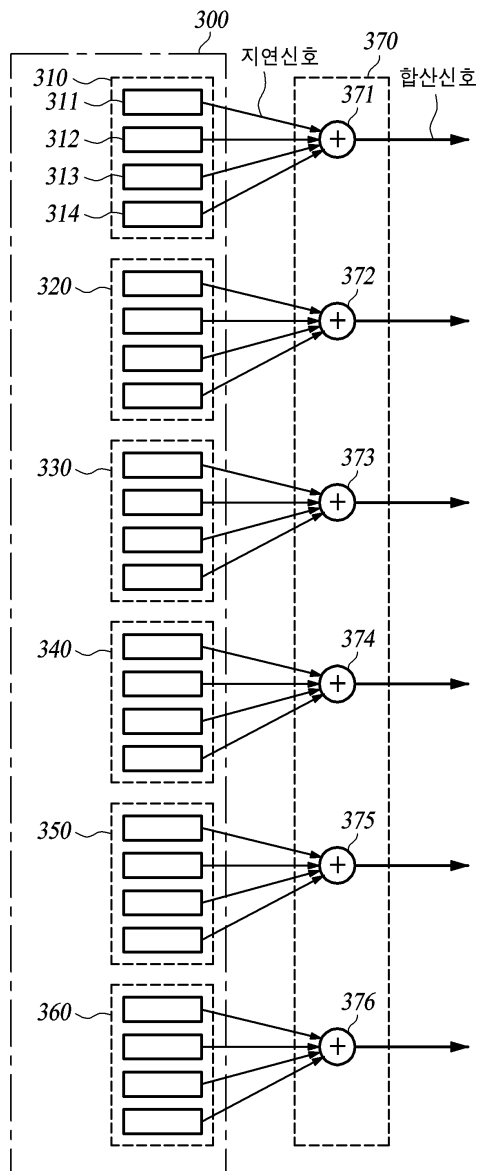


도면2

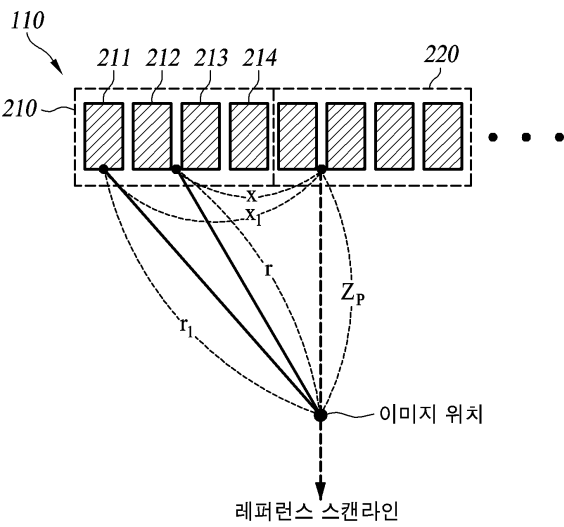


도면3

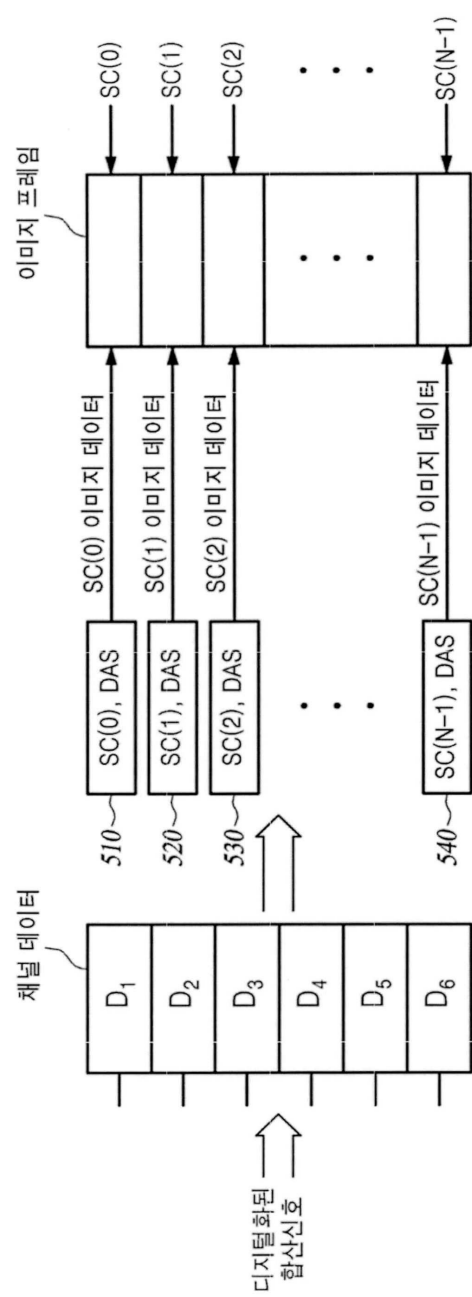
130



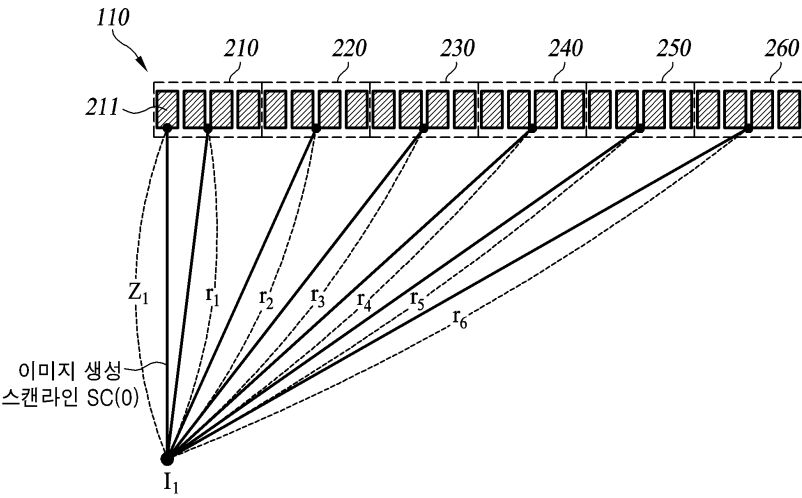
도면4



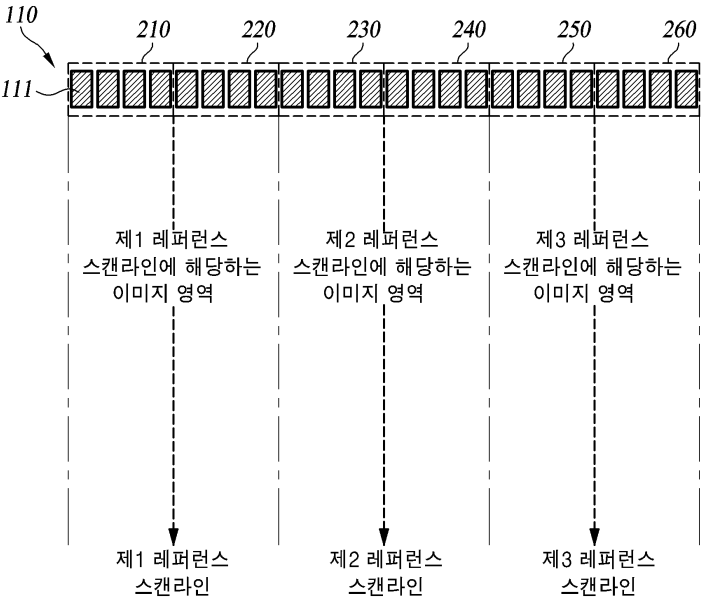
도면5



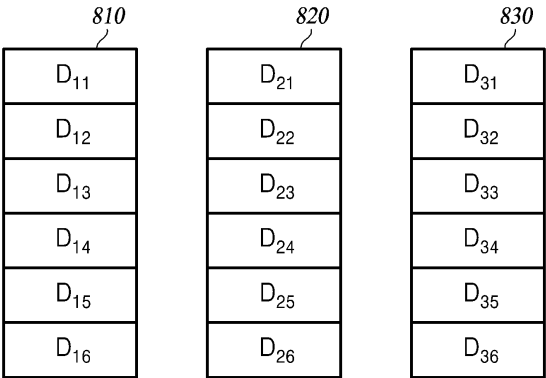
도면6



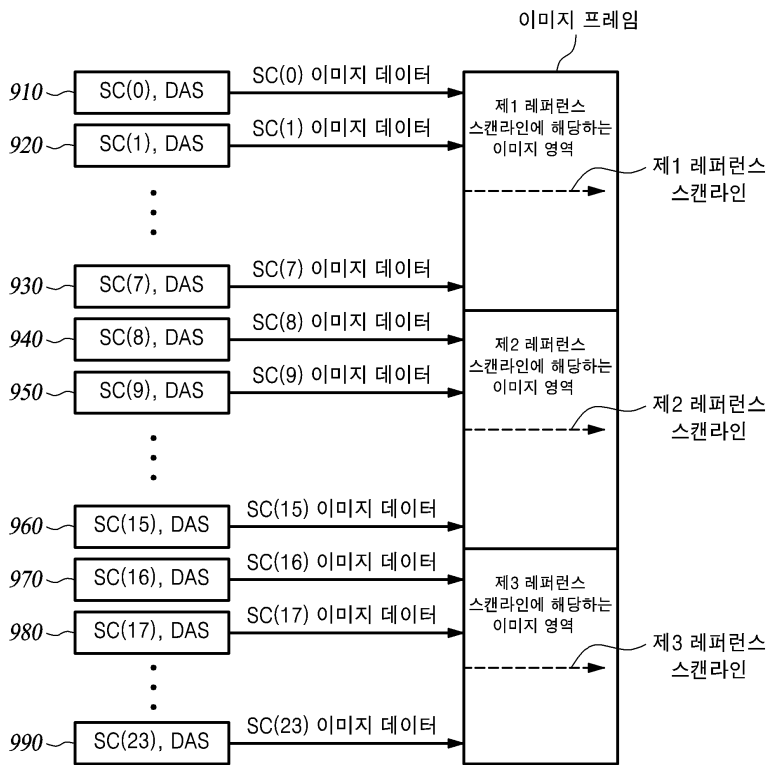
도면7



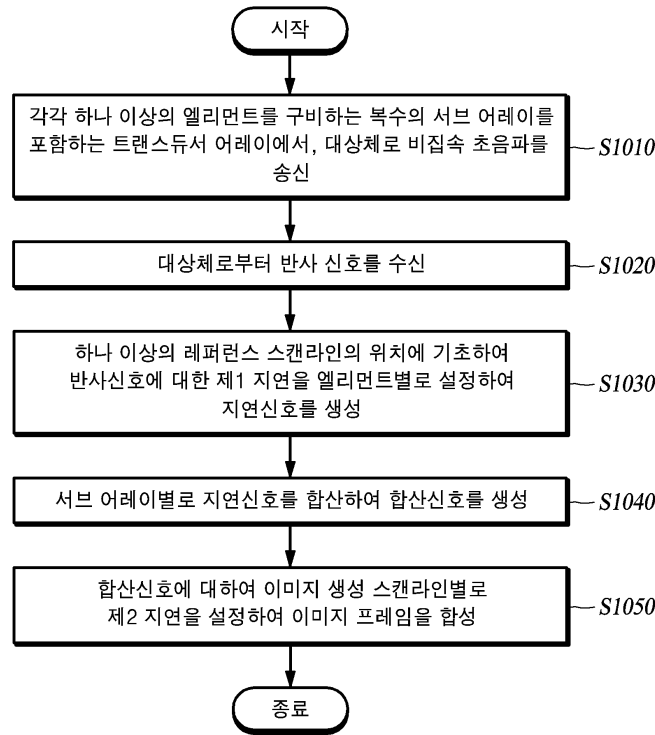
도면8



도면9



도면10



专利名称(译)	具有子阵列的换能器中使用平面波的图像合成方法和装置		
公开(公告)号	KR102025258B1	公开(公告)日	2019-09-27
申请号	KR1020167019637	申请日	2014-01-28
[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	박성배 배무호		
发明人	박성배 배무호		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/4488 G01S15/8927		
代理人(译)	李澈 - 熙;		
审查员(译)	Bakseungbae		
其他公开文献	KR1020160101140A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的实施例提供了一种超声医疗设备及其控制方法，该超声医疗设备包括：换能器阵列，其包括多个子阵列，每个子阵列由一个或多个元件组成，并且将未聚焦的超声波发送到物体并接收来自物体的反射信号；延迟信号生成单元，用于通过基于与换能器阵列上的位置相对应的一条或多条参考扫描线为每个元件设置反射信号的第一延迟来生成延迟信号；加法单元，用于通过对每个子阵列的延迟信号求和来生成和信号；图像合成单元，其通过相对于要生成的图像帧设置每个图像生成扫描线的和信号的第二延迟来合成图像帧。

$$r = \sqrt{Z_p^2 + x^2}$$

$$r_1 = \sqrt{Z_p^2 + x_1^2}$$